

1/2403

AGRADECIMIENTO

FACULTAD DE MEDICINA DE LA UNIVERSIDAD
AUTONOMA DE MADRID

VALORACION POR ECOCARDIOGRAFIA
DOPPLER COLOR DE LA INSUFICIENCIA
TRICUSPIDE CRONICA EN PACIENTES CON
VALVULOPATIA IZQUIERDA

Estudio comparativo con la angiografía en el laboratorio
de hemodinámica

TESIS DOCTORAL

José Tuñón Fernández

Reg. F.M. 12.485

Madrid, Junio de 1993

AGRADECIMIENTOS

En la medicina actual, un trabajo de investigación no acostumbra a ser labor de una sola persona, sino de un equipo. Esta Tesis no es una excepción y quiero dejar constancia de mi agradecimiento a quienes la han hecho posible.

Al profesor Sánchez-Cascos, mi jefe y mentor. El me introdujo en el método científico y me alentó a que realizara este trabajo. Supervisó el estudio y, una vez más, sus opiniones han sido de inestimable valor.

A Pedro Almeida, director de éste trabajo. Cuando decidí hacer esta Tesis, recién terminada mi Residencia, no acababa de encontrar un tema que me pareciera adecuado. Se lo consulté y él lo hizo en menos de 24 horas.

A Manuel Córdoba, responsable de la parte invasiva tanto técnica como intelectualmente. Realizó la mayoría de los cateterismos. Durante la ejecución del proyecto, pude comprobar que las buenas ideas no son suficientes si el equipo humano no es adecuado. Sin su colaboración, este trabajo no hubiera sido posible.

A Manuel Rey, que ha sido mi maestro en Ecocardiografía Doppler y me ha sabido inculcar el entusiasmo por esta disciplina. El me ha asesorado una vez más en el aspecto ecocardiográfico y reanalizó los datos para estimar la variabilidad interobservador. Bajo su dirección he firmado mis primeros trabajos científicos y espero seguir trabajando con él en el futuro.

Al Dr. Pedro Rábago, jefe del Servicio donde me formé, y que me ha dado la

oportunidad de seguir ejerciendo la Cardiología en él.

Las ilustraciones en blanco y negro han sido realizadas en el Departamento de Fotografía de la Fundación. Las de color, como viene siendo habitual últimamente en nuestros trabajos, en los Estudios Cruz de Fotografía Industrial. En ambos laboratorios se ha realizado una excelente labor.

INTRODUCCION	1
VALORACION DE LA INVESTIGACION	2
DOPPLER COLOR	3
A) Estudios Comparativos	4
B) Factores que influyen en el estudio	5
C) Métodos propuestos para la valoración de los	6
resultados	7
RECAPITULACION	8
OBJETIVOS	9
METODOS	10
PACIENTES	11
EQUIPO	12
PROCEDIMIENTO	13
ANALISIS DEL ELOCARDIOGRAMA DOPPLER COLOR	14
ANALISIS DE LA VENTRICULOLOGIA DE SECCION	15
LECTURA DE LAS PRENSIONES DEL CATETERISMO	16
ANALISIS ESTADISTICO	17
RESULTADOS	18

INDICE

INTRODUCCION	7
ANATOMIA DE LA VALVULA TRICUSPIDE	8
INSUFICIENCIA TRICUSPIDE FUNCIONAL	10
DOPPLER ESPECTRAL Y EN COLOR	12
VALORACION DE LAS INSUFICIENCIAS VALVULARES POR	
DOPPLER COLOR	21
A) Estudios Comparativos con la angiografía	22
B) Factores que influyen en el tamaño del jet regurgitante. . .	24
C) Métodos propuestos para la cuantificación de las	
insuficiencias valvulares	27
RECAPITULACION	33
OBJETIVOS	35
METODOS	36
PACIENTES	36
EQUIPO	36
PROCEDIMIENTO	37
ANALISIS DEL ECOCARDIOGRAMA DOPPLER COLOR	39
ANALISIS DE LA VENTRICULOGRAFIA DERECHA	42
LECTURA DE LAS PRESIONES DEL CATETERISMO	42
ANALISIS ESTADISTICO	42
RESULTADOS	46

EFECTO DEL CATETER SOBRE LA COMPETENCIA DE LA	
VALVULA TRICUSPIDE	46
VALORACION DE LA INSUFICIENCIA TRICUSPIDE	47
A) Ventriculografía derecha	47
B) Registros de presiones	47
C) Hallazgos de ecocardiografía Doppler color	48
Comparaciones múltiples	48
Correlación entre el grado angiográfico de IT y una	
clasificación de eco Doppler color diseñada	
retrospectivamente	52
Comparación entre las variables hemodinámicas en	
estado basal y durante el estudio	54
Coeficientes de variación de las medidas del jet	
regurgitante	54
Variabilidad inter- e intraobservador	54
Control de causas que pudieran haber favorecido las	
diferencias de tamaño de cámaras derechas	
en pacientes con IT severa	
angiográfica	55
DISCUSION	61
EFECTO DEL CATETER SOBRE LA COMPETENCIA DE LA	
VALVULA TRICUSPIDE	61
A) Razonamiento de los resultados	61
B) Comparación con trabajos previos	61
C) Limitaciones	64
VALORACION DE LA IT POR ECOCARDIOGRAFIA	

DOPPLER COLOR	65
A) Análisis de los datos de eco Doppler color	65
B) Controles de seguridad del estudio	67
C) Análisis de las discordancias entre la escala de eco Doppler color y la angiografía	69
D) Influencia del gradiente regurgitante en el tamaño de los jets	71
E) Escala final sugerida para la valoración de la IT	72
F) Comparación con trabajos previos	73
G) Limitaciones	75
CONCLUSIONES	78
RESUMEN	80
SUMMARY	82
BIBLIOGRAFIA	84

INTRODUCCION

La valoración no invasiva de las insuficiencias Mitral y Aórtica mediante ecocardiografía Doppler color ha sido validada utilizando la angiografía como referencia (1-4). Sin embargo, la falta de un patrón de referencia unánimemente aceptado ha limitado la valoración de la Insuficiencia Tricúspide (IT) por eco Doppler color (5).

La ventriculografía derecha ha sido calificada por algunos autores como una técnica incorrecta para valorar la IT porque el catéter ha de ser colocado a través de la válvula Tricúspide y podría interferir con el cierre, ocasionando regurgitación artefactual del contraste hacia la aurícula derecha (6-9). Sin embargo, esta hipótesis no ha sido confirmada por otros (10-12), y en los textos actuales de Cardiología continúa existiendo una falta de consenso (13-15) en este sentido.

En este estudio hemos utilizado primero el ecocardiograma Doppler color para valorar posibles cambios en el grado de regurgitación Tricúspide basal que se produjeran al colocar un catéter de ventriculografía derecha en el ventrículo derecho a través de la válvula Tricúspide. Después, se realizaba una comparación de los resultados de la angiografía y del ecocardiograma Doppler color para testar prospectivamente dos hipótesis: 1) la severidad de la IT crónica puede ser estimada semicuantitativamente por eco Doppler color utilizando las dimensiones del jet regurgitante, bien en valores absolutos ó bien corregidos para el tamaño de la aurícula derecha; 2) las cámaras cardíacas derechas tienen un tamaño significativamente mayor en los casos severos de IT crónica que en los restantes.

A continuación desarrollamos los conceptos que consideramos básicos en este trabajo: anatomía de la válvula Tricúspide, Insuficiencia Tricúspide funcional, Doppler espectral y en color y, finalmente, estado actual de la valoración de las

insuficiencias valvulares por Doppler color.

ANATOMIA DE LA VALVULA TRICUSPIDE

La valvula tricúspide separa la aurícula y el ventrículo derechos. Tiene tres **valvas** (Fig 1). La anterior está colocada antero-superiormente y separa parcialmente los tractos de entrada y de **salida** del ventrículo derecho; es la mayor de las tres y la más móvil. La posterior va paralela a la cara diafragmática del ventrículo derecho y es la más pequeña. La **valva septal**, está dispuesta medialmente y es paralela al septo. Es la menos móvil de las tres (16) debido a su posición oblicua y a sus cortas cuerdas tendinosas.

El **anillo valvular** tricuspídeo es una estructura más débil y mucho menos diferenciada que el mitral. Se compone fundamentalmente de la unión de las hojas valvulares, no existiendo un anillo colágeno engrosado completo sino, únicamente, en algunas zonas (17-18). Tiene una circunferencia de 11.0 ± 1.5 cm en las muestras fijadas postmortem, siendo 0.5 cm mayor en el varón y 1.0 cm mayor en muestras sin fijar (19-22). El área del anillo *in vivo* es de 11.3 ± 1.8 cm² en diástole y 7.6 ± 1.4 cm² en sístole (20).

El aparato subvalvular está formado por tres **músculos papilares** con sus cuerdas tendinosas (Fig 1, *inferior*). El anterior da cuerdas a las valvas anterior y posterior; es el mayor de los tres y sale del borde de la pared libre del ventrículo derecho. El posterior, que da cuerdas a las valvas posterior y septal, es más pequeño. Por último, está el músculo papilar medial, llamado también músculo del Cono ó de Lancisi. Está dispuesto en la zona superior de la Banda Septal, a nivel del septo membranoso (23). Suele verse sobre todo en niños, y en adultos es muy pequeño ó incluso está ausente (24).

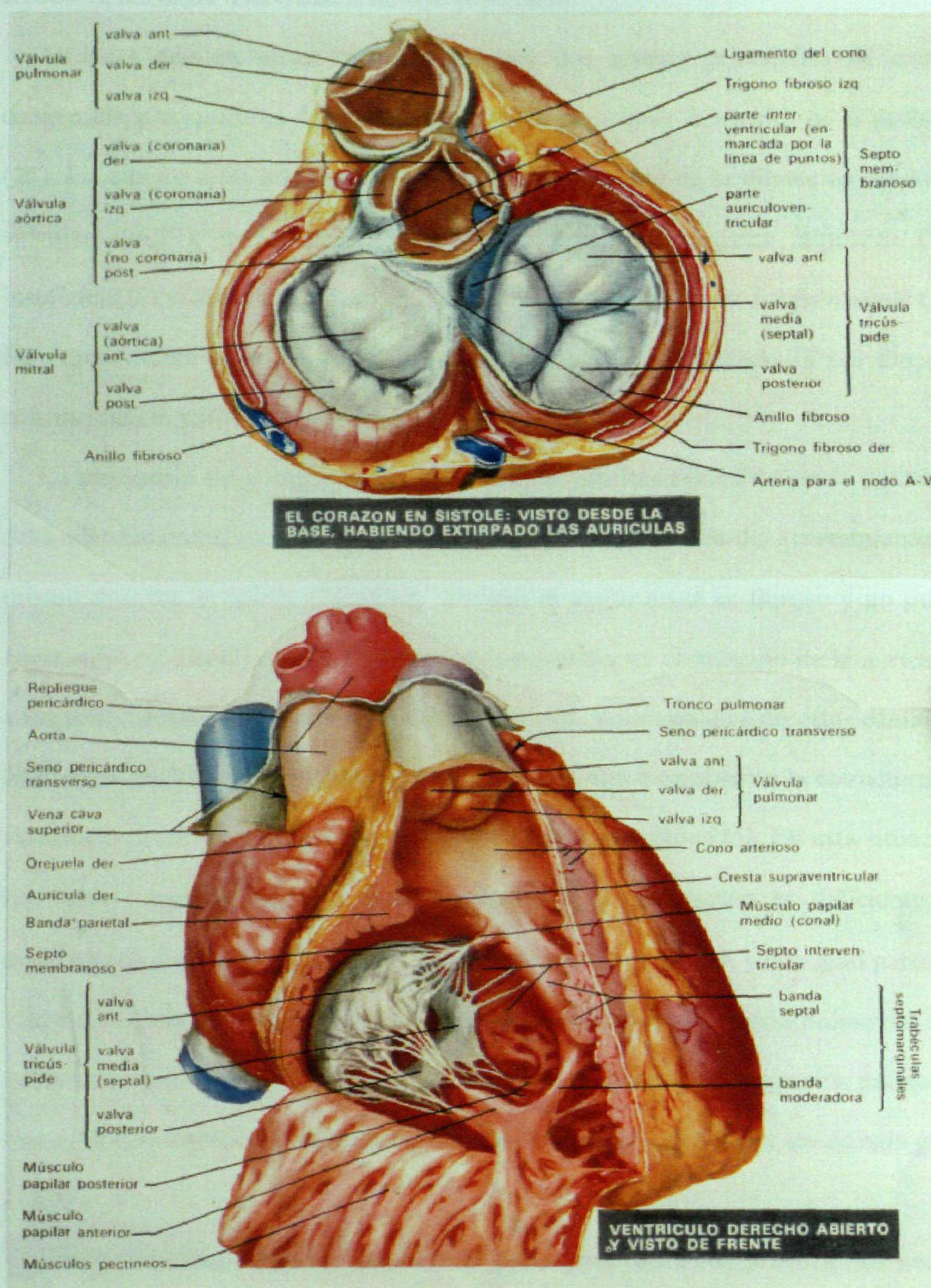


Figura 1.- Superior: La válvula Tricúspide vista en sístole desde arriba. Inferior: El aparato subvalvular Tricúspide visto desde el ventrículo derecho. Tomado de Netter, FH (24).

INSUFICIENCIA TRICUSPIDE FUNCIONAL

Al igual que en otras valvulopatías hay dos grupos principales de causas: congénitas y adquiridas. Dentro de las primeras, la más frecuente es el prolapso (25). En cuanto a las adquiridas, la causa más frecuente es la dilatación del anillo valvular (26,27), que suele deberse a valvulopatía reumática izquierda (28), insuficiencia cardiaca congestiva crónica y, más raramente, a un *cor pulmonale* (25). Hay que reseñar también que en personas sanas se ha detectado IT por Doppler con incidencia variable (29-34).

La patogenia de la regurgitación Tricúspide funcional consiste en la dilatación del anillo secundaria a la del ventrículo derecho y disminución del acortamiento del mismo durante la sístole (20,35,36). Ya que el anillo en sí es fibroso y no puede contraerse, se asume que en circunstancias normales es el músculo de la aurícula y ventrículo derechos el que hace esta función. Así, las anomalías de estas cámaras - fibrilación auricular, dilatación de la aurícula derecha ó cambio en la estructura del ventrículo derecho- conducirán a la Insuficiencia Tricúspide (25). En esta situación, las valvas, aunque intactas, quedan alejadas y la coaptación es deficiente. Al progresar la dilatación del anillo la insuficiencia se hace severa, y una gran parte del volumen expulsado por el ventrículo derecho no va hacia la arteria pulmonar, sino hacia la aurícula derecha; al alcanzar esta fase, los síntomas de congestión pulmonar, que eran causados por la valvulopatía mitral, son reemplazados por los de bajo gasto (13,37).

Fisiopatológicamente, la Insuficiencia Tricúspide avanzada provoca dos hechos (25):

A) Congestión retrógrada, pudiendo ocasionar hepatoesplenomegalia, edema periférico, y ascitis. La hipertensión venosa crónica puede afectar la función hepática y renal, así como el tracto gastrointestinal y otros órganos (25).

B) Bajo gasto: el descenso de la perfusión orgánica es responsable de un aumento de resistencias periféricas mediante una respuesta neuro-hormonal con secreción de Noradrenalina, Renina, Angiotensina, Aldosterona y ADH. Además, la baja perfusión renal disminuye la excreción de sodio, lo que favorece a su vez la congestión orgánica.

La **clínica** se superpone a la de la valvulopatía mitral según va avanzando la severidad y se describen (13,37,38) fatiga, anorexia y debilidad general, fundamentalmente.

Algo similar sucede con la **exploración**. En los casos menos marcados los hallazgos más prominentes son los de la valvulopatía mitral. Al progresar la severidad de la IT, sus signos se hacen predominantes. Es característico el aspecto de los pacientes con Insuficiencia Tricúspide severa presentando grandes ondas "v" en el pulso venoso que llegan hasta el lóbulo de la oreja, abdomen distendido con hepatomegalia pulsátil y edemas en extremidades inferiores que pueden presentar también varicosidades pulsátiles (39-41); además puede haber ascitis y caquexia. El ventrículo derecho es palpable y hay un soplo de regurgitación que se oye mejor en borde esternal bajo y cuya intensidad aumenta con la inspiración (41), aunque debido al crecimiento del ventrículo derecho también se oye en foco mitral, pudiendo ocasionar dudas diagnósticas con la insuficiencia de esta válvula. Además, es frecuente escuchar un retumbo diastólico de llenado derecho por hiperaflujo.

No hay acuerdo unánime sobre el **método de valoración** de la severidad de la IT actualmente. En algunos textos se aconseja la palpación del chorro regurgitante por el cirujano durante la intervención (13) y, como ya hemos dicho, no hay unanimidad en torno a la validez de la angiografía (13-15). El Doppler ha demostrado una alta sensibilidad y especificidad en el diagnóstico (42,43), y es el sentir general que la ecocardiografía Doppler color puede ser el método de elección,

aunque en el momento actual no existen escalas de valoración que tengan aceptación general como sí ha ocurrido en el caso de otras insuficiencias valvulares (2-4). Este es el problema que se intenta resolver en el presente trabajo.

El **tratamiento médico** depende de la severidad de la IT. En los casos ligeros y moderados hay que tratar la patología de base, que será la responsable del cuadro clínico. En los casos severos, hay que tener en cuenta la fisiopatología de la IT a la hora de instaurar el tratamiento. Así, hay que combinar un diurético antialdosterónico, como la Espirolactona, con un diurético del asa. El aumento del reposo diario en cama, para favorecer la diuresis, y una dieta sin sal estricta proporcionan buenos resultados. Finalmente, en los casos descompensados, la absorción de los fármacos está dificultada debido al edema de la mucosa digestiva, por lo que el uso de medicación por vía intravenosa facilita la resolución del episodio.

La correcta valoración de la IT es fundamental para su manejo, ya que en estos casos la indicación de **cirugía** viene dada habitualmente por la severidad de la valvulopatía mitral, y debe decidirse si en el acto operatorio se actúa sobre la válvula Tricúspide y con qué técnica. Los casos de IT ligera no requieren más que la corrección de la valvulopatía mitral y no es preciso tocar la válvula Tricúspide (44). En casos moderados, se han obtenido buenos resultados con la anuloplastia de DeVega (45) y con el anillo de Carpentier (46-48). En los casos severos suele preferirse la anuloplastia, decidiendo en el mismo acto operatorio la implantación de una prótesis si no hay buena función de la anuloplastia (49).

DOPPLER ESPECTRAL Y EN COLOR

La ecocardiografía permitía ver la morfología y dimensiones de las estructuras cardiacas, así como analizar sus movimientos. Sin embargo, no permitía el análisis

del flujo sanguíneo a través del corazón, y las insuficiencias valvulares eran diagnosticadas y evaluadas por signos indirectos que tenían limitaciones. Unicamente en algunos casos severos en que había una alteración evidente de la coaptación de valvas el ecocardiograma conducía al diagnóstico directo.

La aparición de la técnica Doppler ha venido a llenar este espacio, transformándose en complemento del ecocardiograma convencional para la valoración no invasiva del corazón.

El efecto

Doppler

consiste en un

cambio de

frecuencia de

las ondas

emitidas por

un objeto

generador

cuando éste

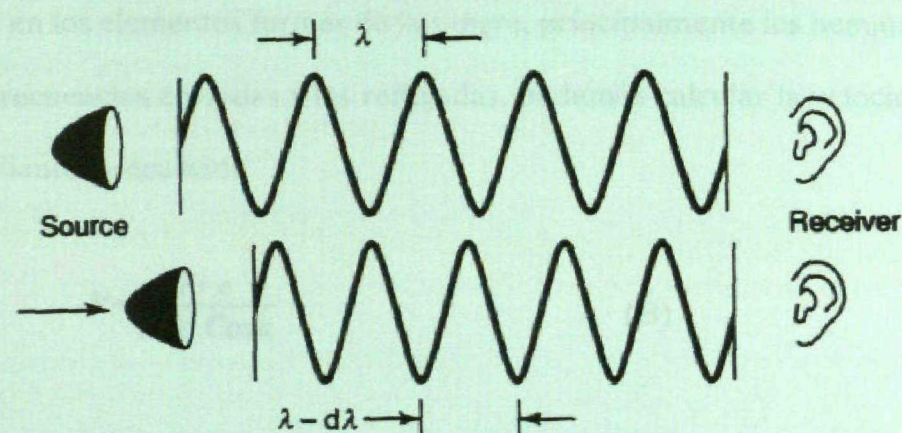


Figura 2.- Superior: El emisor y el receptor están fijos. Inferior: El emisor avanza una distancia (d) y hace disminuir la longitud de onda (λ). Tomado de Cannon et al (50).

y/o el receptor se mueven el uno con respecto al otro. Un ejemplo clásico es el aumento progresivo de tonalidad que percibimos en el pitido de un tren que se nos acerca y que empieza a disminuir una vez nos rebasa y comienza a alejarse. Si el tren estuviera parado, sabemos que la tonalidad del pitido sería constante. La tonalidad de un sonido aumenta o disminuye con la frecuencia de las ondas generadas. En este ejemplo, el tren parado emitiría a una frecuencia constante; sin embargo, al avanzar, tras emitir el primer pico de onda se desplaza adelante antes de emitir el siguiente (Fig 2). En consecuencia, ambos picos estarán más juntos y el sonido tendrá una menor longitud de onda. Si tenemos en cuenta que la velocidad

del sonido en el aire es constante (330 m/seg) y es igual al producto

$$v = f \cdot \lambda \quad (A)$$

se deduce que al acortarse la longitud de onda (λ) aumentará la frecuencia (f); lo opuesto ocurrirá cuando se aleja del receptor. En la aplicación clínica de este efecto, exploramos la velocidad de la sangre. Como quiera que ésta no emite un sonido, somos nosotros quienes lo enviamos con el transductor para recogerlo una vez que se refleje en los elementos formes de la sangre, principalmente los hematíes. Conociendo las frecuencias enviadas y las reflejadas, podemos calcular la velocidad del reflector mediante la ecuación

$$V = \frac{Fr \cdot c}{2 \cdot Fo \cdot \cos \alpha} \quad (B)$$

donde Fo es la frecuencia emitida (nominal del transductor), Fr es la frecuencia recibida, c la velocidad del sonido en el medio (≈ 1560 m/seg para la sangre) y α el ángulo formado por las direcciones del ultrasonido enviado y del objeto reflector.

Así pues, y a diferencia de la ecocardiografía convencional, al realizar un Doppler las ondas a estudio son las reflejadas por los elementos formes de la sangre, que serán de baja amplitud debido a la escasa diferencia de impedancia entre éstas y el plasma. Por otra parte, la variable analizada ya no es la amplitud de las ondas, sino la frecuencia de las mismas que, incluida en la ecuación B, nos dará la velocidad de la sangre (este cálculo es realizado directamente por los aparatos comercializados actualmente). A diferencia de lo ocurrido en la ecocardiografía convencional, en Doppler las frecuencias recibidas van a estar en el rango de lo audible para el oído humano (20 Hz-20 KHz) (50). Así, un explorador entrenado

puede valerse del oído como ayuda para distinguir los flujos a través de las diferentes válvulas.

Tres son las modalidades de Doppler empleadas en

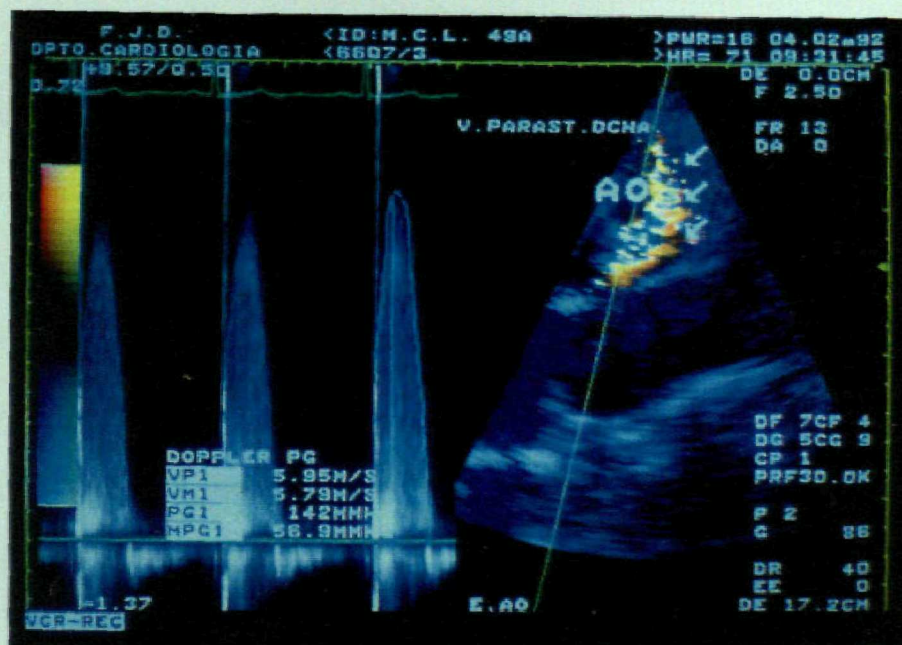


Figura 3.- Estenosis aórtica: flujo eyectivo aórtico a alta velocidad por Doppler continuo (Izq.). La imagen bidimensional con Doppler color (mapa de varianza) es usada como guía (Dcha.).

Cardiología: el continuo, el pulsado y el color.

El Doppler Continuo se basa en dos cristales, de los que uno ejerce como emisor y otro como receptor de manera ininterrumpida. De esta manera, recogen las ondas reflejadas de manera continua, sin seleccionar específicamente las que lleguen en un intervalo de tiempo dado y, por tanto, de una profundidad concreta. La contrapartida a la falta de selectividad en profundidad es una alta frecuencia de repetición de impulsos que permite la cuantificación de altas velocidades que se producen fundamentalmente en diversas patologías (Fig 3). La principal utilidad de esta técnica es conocer los gradientes producidos entre dos cámaras (estenosis, insuficiencias ó shunts) usando una simplificación de la fórmula de Bernouilli

$$G=4V^2-4V'^2 \quad (C)$$

G: Gradiente que se desea calcular, V: velocidad distal a la restricción medida por Doppler continuo y V': la proximal, que se mide con Doppler pulsado, aunque
Valoración por eco Doppler color de la IT crónica

habitualmente es despreciable (menor de 1 m/seg) excepto en casos de hiperaflujo como regurgitaciones o cuadros de alto gasto. Los aparatos comercializados actualmente tienen incluida esta ecuación en el software y dan directamente el gradiente (Fig 3).

En el **Doppler pulsado** se utiliza un solo cristal como emisor y receptor. Su característica principal es que estudia los flujos en un punto determinado llamado **muestra** que es escogido por el operador sobre la imagen bidimensional (Fig 4). La selección de la profundidad de estudio la efectúa el aparato ajustando el intervalo de tiempo entre transmisión y recepción, en base a la velocidad del sonido en el cuerpo humano (≈ 1560 m/seg), y a la distancia que deben recorrer las ondas (doble de la profundidad: ida y vuelta). Sin embargo, a diferencia del Doppler continuo, el Doppler pulsado no puede cuantificar las altas velocidades que están presentes en las valvulopatías y otras patologías. Al tener que dejar un intervalo entre emisión y recepción, la **frecuencia de repetición de impulsos (PRF)** está limitada; si es menor de la mitad de la frecuencia que va a ser reflejada, aparecerá un fenómeno llamado **aliasing**, debido al cual las velocidades de los flujos no podrán determinarse y estos pueden aparecer invertidos. Dadas estas características, el Doppler pulsado es útil cuando se trata de conocer la velocidad del flujo en un punto dado: cálculo del gasto cardiaco, análisis de flujos de llenado ventricular a nivel de válvula mitral ó tricúspide para estudiar la función diastólica, ó para detectar obstrucción en un punto en que la imagen anatómica nos plantea dudas.

La codificación de flujos en color ha sido la última aplicación de la técnica Doppler. El **Doppler color** consiste en visualizar los flujos sanguíneos superpuestos a la imagen bidimensional en tiempo real. Está basado en el Doppler pulsado. Aquí, en vez de colocar un volumen de muestra para interrogar un punto determinado, interrogamos todo un sector de la imagen, disponiendo n muestras a lo largo de cada

haz de ultrasonidos. Dado el elevado número de muestras, los flujos presentes en cada una no se representan en modo espectral al lado de la imagen bidimensional, sino que se codifica la aparición de un color en el punto de la muestra.

La información obtenida de cada línea de interrogación es sometida a un filtro de pared para depurar las señales

de alta intensidad y movimiento lento que corresponden a paredes. Las señales ya depuradas son clasificadas por el procesador Doppler según el momento de retorno -y por tanto, según su profundidad-. Debido a la gran cantidad de datos que deben ser computados y el escaso tiempo disponible para conseguir imágenes en tiempo real, no se procesan paralelamente todas las muestras usando la transformación de Fourier, como en el pulsado. El método más comúnmente usado es el de la

Valoración por eco Doppler color de la IT crónica

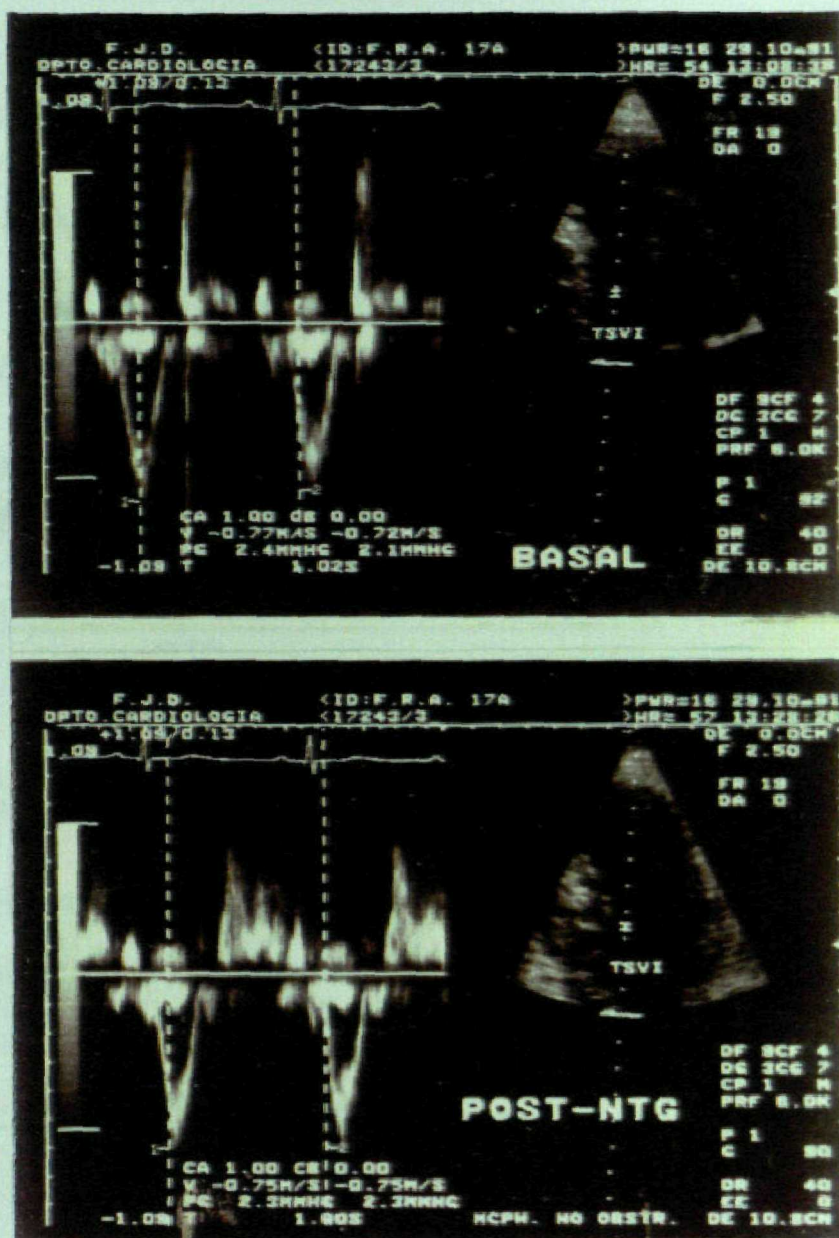


Figura 4.- Rastreo con Doppler pulsado a nivel del Tracto de salida de ventrículo izquierdo (TSVI). La velocidad del flujo no aumenta con Nitroglicerina, descartando obstrucción dinámica.

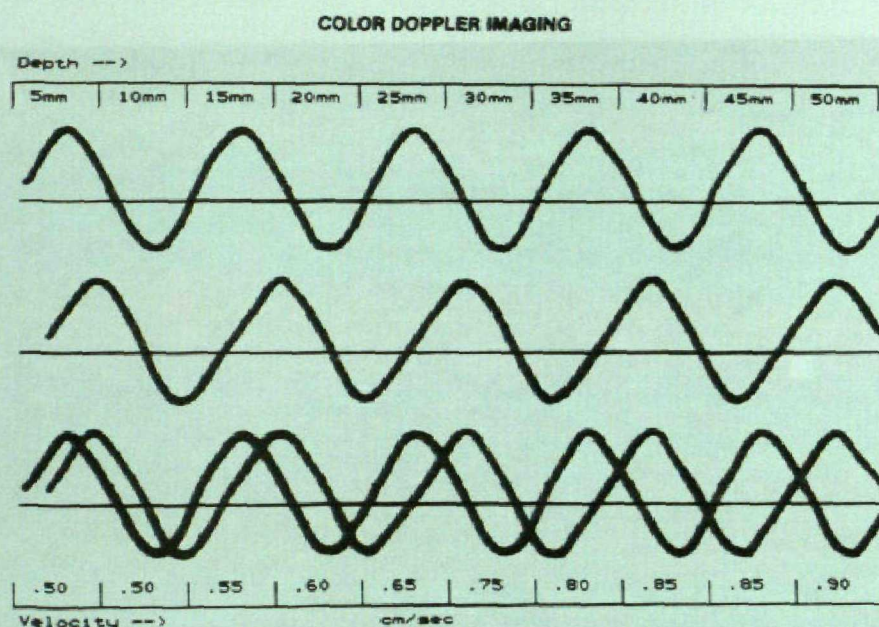


Figura 5.- Procedimiento de Autocorrelación: la frecuencia de la primera señal obtenida (**superior**) es comparada (**inferior**) con las recibidas sucesivamente. Tomado de Durell, M (51).

autocorrelación (Fig 5), en el que la señal reflejada de un pulso es correlacionada con los datos de los pulsos sucesivos (51); variaciones en la velocidad de la sangre producirán cambios en las frecuencias de retorno. Por este método se obtienen velocidades próximas a las medias de cada muestra y además se puede derivar la **varianza** ó dispersión de velocidades en cada una.

Hay varios tipos de codificación ó **mapas de Doppler color**. Los más usados son (Figs 3 y 6): 1)El rojo-azul ó "**power-mode**", que representa en rojo los flujos que se acercan al transductor y en azul los que se alejan; los colores son más intensos cuanto mayor es el número de células moviéndose en una dirección dada y tiene menos en cuenta la velocidad. Es útil para detectar flujos importantes moviéndose a baja velocidad (52). 2)El "**mapa de varianza**", que utiliza también el rojo y el azul, pero la intensidad es función directa de la velocidad que alcanzan. Además, se añade el color verde proporcionalmente al grado de varianza -dispersión de las velocidades- presente en el flujo. Aunque puede haber varianza en condiciones

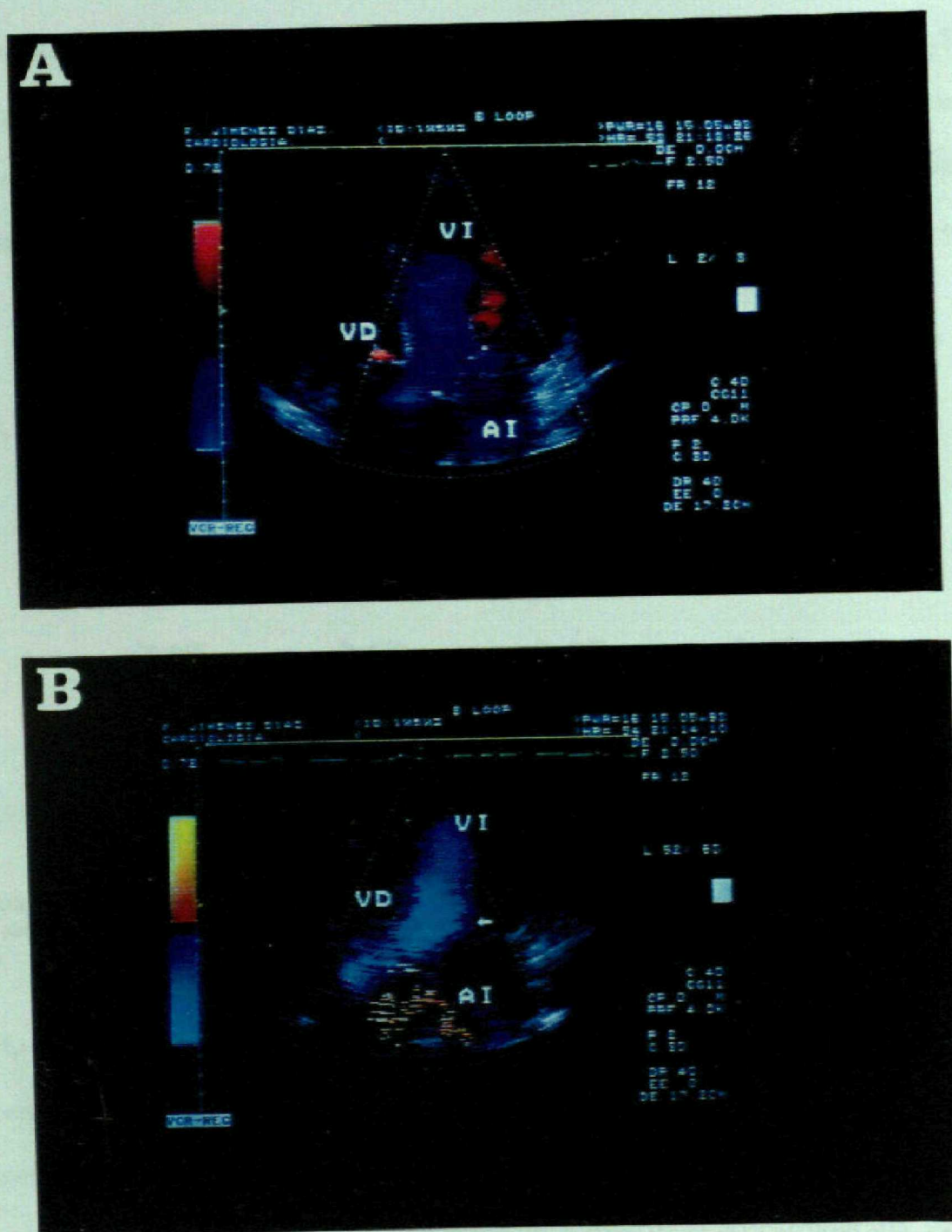


Figura 6.- Flujo sistólico aórtico en 5 cámaras apical: mapa power (A) y de velocidad (B). AI: aurícula izquierda; VD: ventrículo derecho; VI: ventrículo izquierdo.

Introducción

normales, como flujos laminares acelerando o decelerando (52), la aparición de varianza guarda una estrecha relación con la presencia de flujos turbulentos (51,52), y por esta razón ha ganado gran aceptación en la práctica clínica (52). Con este mapa se han realizado la mayor parte de los estudios clínicos de insuficiencias valvulares con Doppler color. 3) Por último, en el "mapa de velocidad", el rojo y el azul viran a tonos más claros cuanto mayor sea la velocidad del flujo.

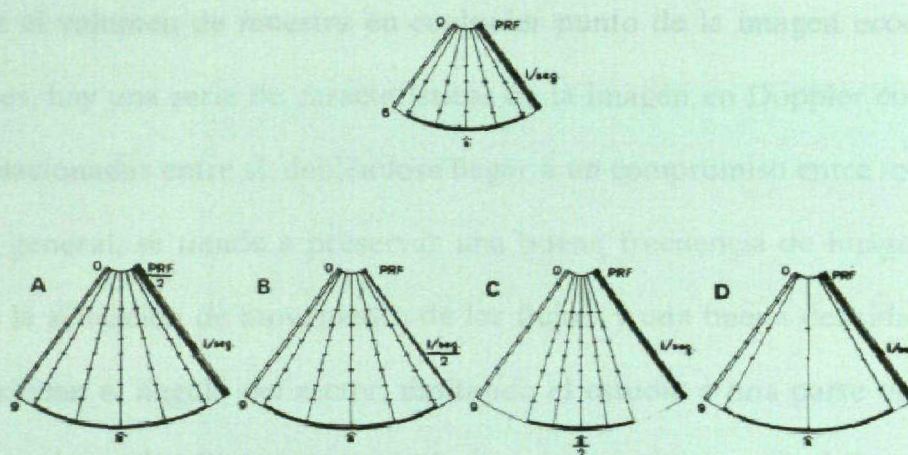


Figura 7.- Determinantes del número de muestras. Arriba, profundidad de 6 cm. Abajo, se ha subido a 9 sacrificando la PRF (A), imágenes/seg (B), ángulo (C) y líneas/barrido (D). De Alfonso et al (53).

La visualización de flujos en Doppler color no está exenta de **limitaciones**. La obtención de las imágenes es más lenta que la de las imágenes ecocardiográficas convencionales. De un lado, cada línea de las que forma la imagen debe ser interrogada varias veces y no solo una como en el caso de la ecocardiografía, ya que el cálculo de la variación de frecuencia Doppler requiere un número de interrogaciones sucesivas para comparar la frecuencia basal con la recibida (52). Por otra parte, la señal reflejada de las células sanguíneas es más débil que las estructuras visualizadas en ecocardiografía convencional, y su proceso lleva más tiempo (51). Este exceso de tiempo dificulta el rastreo del sector entero de imagen

ecocardiográfica con el Doppler color, salvo que utilicemos una frecuencia de adquisición de imagen muy lenta o una densidad de líneas muy baja; en el primer caso corremos el riesgo de perder el efecto de movimiento continuo en la imagen (por debajo de 15 fotogramas/seg) y en el segundo, de obtener imágenes de baja calidad. Finalmente, la PRF es la misma para todas las muestras a lo largo de una línea de interrogación y vendrá condicionada por la profundidad de la muestra más distal, que será la misma de la imagen, a diferencia del pulsado donde podíamos colocar el volumen de muestra en cualquier punto de la imagen ecocardiográfica. Así pues, hay una serie de características de la imagen en Doppler color que están interrelacionadas entre sí, debiéndose llegar a un compromiso entre todas ellas (Fig 7). En general, se tiende a preservar una buena frecuencia de imágenes -para no perder la sensación de movimiento de los flujos- y una buena densidad de barrido. Se sacrifican el ángulo del sector, limitando el estudio a una parte del mismo, y la PRF, ocasionando *aliasing* mucho más frecuentemente que en el Doppler pulsado.

VALORACION DE LAS INSUFICIENCIAS VALVULARES POR DOPPLER COLOR

Con el Doppler pulsado comenzaron a valorarse las insuficiencias explorando la extensión que alcanzaba el jet regurgitante en la cámara receptora. Con este método se consiguieron buenas correlaciones con la angiografía (54-57), una técnica que, a pesar de tener sus propias limitaciones y ser semicuantitativa (58), era el obligado patrón de referencia por ser hasta entonces el utilizado en la práctica clínica. Sin embargo, el procedimiento no evitaba una considerable superposición entre diferentes grupos angiográficos; además, era difícil y lento, pues consistía en ir desplazando el volumen de muestra en cada latido por la cámara receptora, hasta delimitar los puntos donde dejaba de detectarse el jet regurgitante.

La aparición del Doppler color levantó grandes expectativas. Basándose en el mismo principio del Doppler pulsado, se visualizaba todo el jet regurgitante en cada latido pudiendo delimitarse su extensión total sin tener que estudiar varios ciclos cardiacos. En todo caso, el análisis de varios latidos sucesivos permitía obviar la variabilidad del jet, presente en condiciones como la fibrilación auricular promediando la extensión del mismo y disminuyendo la posibilidad de error.

A) Estudios Comparativos con la angiografía.

Se han realizado múltiples estudios comparativos de ecocardiografía Doppler color y angiografía en insuficiencias

valvulares (1-4,59-61). En un

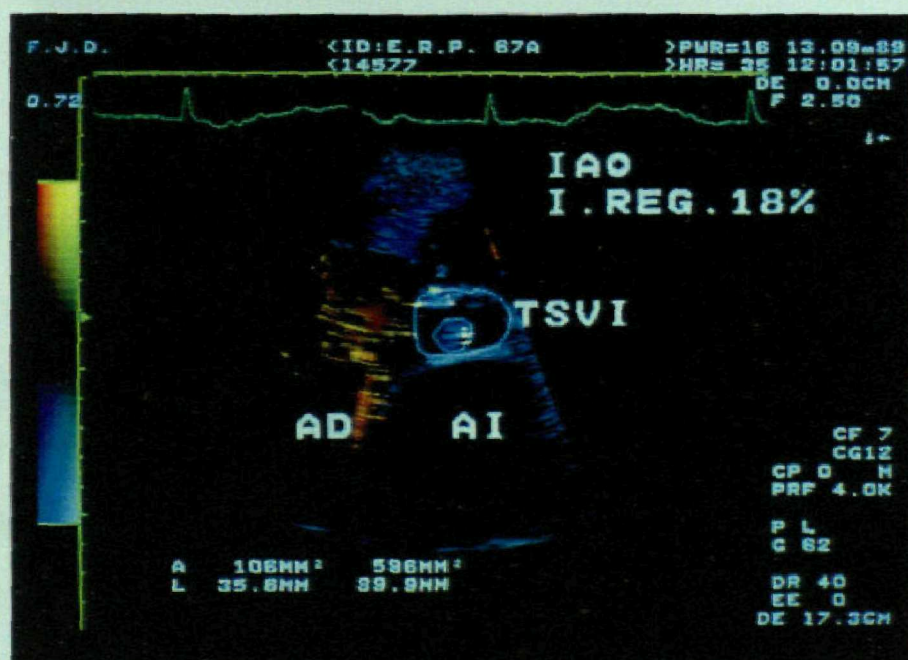


Figura 8.- Valoración de la insuficiencia aórtica por el Índice Regurgitante (I Reg), según Perry et al (4). AD: aurícula derecha. Otras abreviaturas, como en figuras previas.

primer momento se valoraba simplemente la profundidad alcanzada por la señal del flujo regurgitante en la cámara receptora (1,61,62). Actualmente, el área del jet, corregida ó no para el tamaño de la cámara receptora, es el parámetro utilizado. La insuficiencia aórtica se valora basándose en el estudio de Perry et al (4), en el que los autores encuentran una buena correlación entre la angiografía y el cociente del área máxima del jet cortada transversalmente justo por debajo de la válvula en el tracto de salida del ventrículo izquierdo y el área de este tracto usando el mismo

fotograma de un eje corto paraesternal alto (Fig 8). Para la insuficiencia mitral se han obtenido buenas correlaciones con la angiografía usando el área máxima del jet, bien en valores



Figura 9.- Valoración de la Insuficiencia mitral con el Índice regurgitante, corrigiendo el área del jet para el área de la aurícula izquierda. Abreviaturas, como en figuras previas.

absolutos (3,59), ó corregidos para el área de la aurícula izquierda en el mismo corte ecocardiográfico (2)(Fig 9). Además, Castello et al (60) han propuesto en un trabajo de eco Doppler color transesofágico la medición únicamente del área de la zona turbulenta del jet, alegando que tiene unos bordes más precisos y que evitaría discrepancias inter- e intraobservador.

En cuanto a la **insuficiencia tricúspide**, su estudio por ecocardiografía Doppler ha sido entorpecido por los problemas ya referidos de la angiografía. Existen no obstante algunos estudios realizados, que se comentan en la Discusión (61,63,64), que no han hecho fortuna en la práctica clínica, probablemente por carecer bien de una metodología ó bien de un número de pacientes adecuado. Por esta razón se ha realizado el presente trabajo.

Antes de seguir adelante, hay que dejar claro que, si bien el Doppler color es el arma principal para estudiar las insuficiencias valvulares, la imagen ecocardiográfica convencional y el Doppler espectral son complementos muy útiles. Así, una

insuficiencia será más importante cuanto más intensa sea la señal regurgitante por Doppler continuo comparada con la señal de flujo anterógrado. Además, en el caso particular de la insuficiencia aórtica, se ha demostrado una relación directa entre la severidad y



Figura 10.- Vegetación (flecha) sobre valva anterior tricúspide (VA), que ocasionaba regurgitación. VP: Valva posterior. Otras abreviaturas: como en figuras previas.

la velocidad de decremento del gradiente aorto-ventricular estimado por Doppler continuo a través de la pendiente de desaceleración (65,66) ó del tiempo de hemipresión (67). Una pendiente de desaceleración mayor de 3 m/seg² es sugestiva de una insuficiencia aórtica severa, así como un tiempo de hemipresión menor de 350 mseg (67). La demostración por Doppler pulsado de flujo retrógrado en la aorta torácica con un perfil de velocidad mayor del 30% del anterógrado es sugestiva de insuficiencia, al menos, moderada (68). La imagen del ecocardiograma convencional también tiene importancia, pues -ante la duda- la presencia de un ventrículo dilatado será indicativa de que está manejando un exceso de volumen por una regurgitación importante. Por último, nos da información sobre la etiología (Fig 10) de la lesión y también sobre el carácter crónico ó agudo de la misma, fundamentalmente a través del tamaño de la cámara receptora.

B) Factores que influyen en el tamaño del jet regurgitante.

Existe un segundo grupo de trabajos que han estudiado la insuficiencia valvular

por Doppler color.

Se trata de experimentos realizados en su mayoría *in vitro*, que analizaban cuáles son los factores que determinan que el aparato codifique

un jet regurgitante con mayor ó

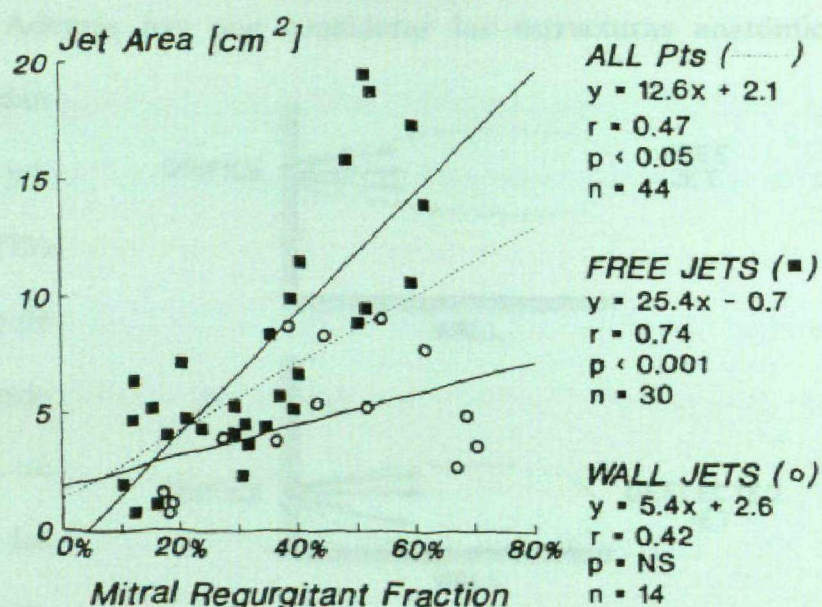


Figura 11.- El área de los jets libres (*free jets*) guarda una moderada correlación con la fracción regurgitante, que desaparece en los jets de pared (*wall jets*). Tomado de Chen et al (73).

menor tamaño. La principal virtud de estos trabajos es que nos han ayudado a conocer las capacidades y limitaciones de esta técnica, evitando aplicaciones simplistas de la misma. En estos estudios se diseñaban modelos que simulaban regurgitaciones valvulares en los que se podían conocer en cada momento las condiciones hidráulicas (flujo y gradiente regurgitante, tamaño de la cámara receptora, etc). Así podían observarse los cambios producidos en las imágenes de Doppler color al modificar experimentalmente estas condiciones ó al actuar sobre los controles del ecocardiógrafo. De esta manera hemos aprendido que el **gradiente regurgitante** es el principal determinante del área del jet, aunque el volumen regurgitante también guarde una relación (69,70). En un gráfico ejemplo, Simpson (70) demostraba que, si disminuimos la presión regurgitante, el área del jet disminuye aunque mantengamos constante el flujo a costa de aumentar el tamaño del orificio. Las **características de la cámara receptora** de la regurgitación también influyen, de manera que la disminución de su tamaño y compliance (71) así como

el aumento de su presión absoluta (72) implican una menor extensión del jet codificado en color. Además hay que considerar las **estructuras anatómicas** existentes que puedan

limitar la expansión del jet.

Así, Chen et al (73)

observaban en un grupo de

pacientes con insuficiencia

mitral que los jets que se

estrellaban contra las

paredes de la aurícula

izquierda quedaban

truncados, mostrando un

menor tamaño que los que

se expandían libremente, y

perdiendo toda correlación

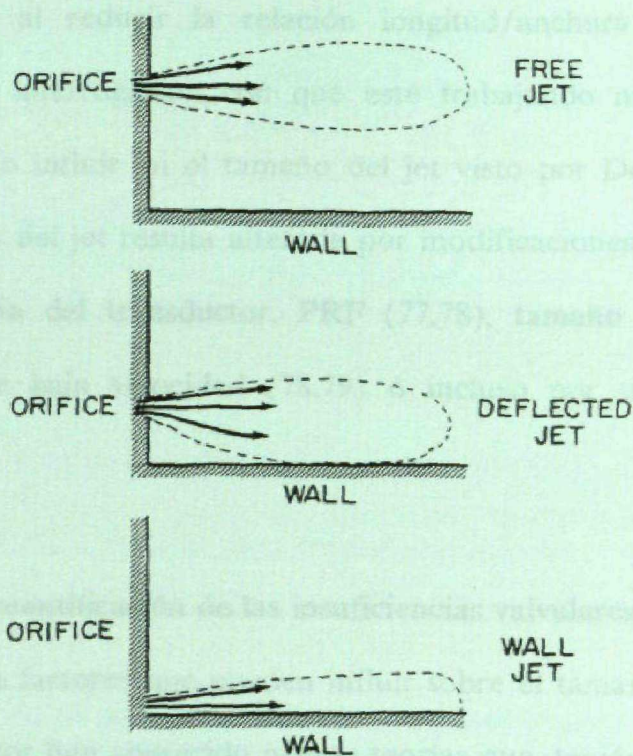


Figura 12.- Efecto Coanda: la proximidad de una pared puede aumentar (**deflected jet**) ó disminuir el área del jet perpendicular a ella (**wall jet**). Tomado de Cape et al (75).

con la severidad de la regurgitación (Fig 11). Pero también ocurre que si el jet

discurre paralelo pero cercano a una pared de la cámara receptora puede ser

alterado en su tamaño por el **efecto Coanda** (74,75) (Fig 12). Un jet regurgitante

alcanza su máxima velocidad al entrar en la cámara receptora y, al adentrarse en

ella, ésta va disminuyendo según la masa del jet va en aumento al arrastrar parte

del fluido que estaba presente en esta cámara, conservándose constante el Momento

del jet ($\text{Momento} = \text{flujo} \times \text{velocidad}$). Cuando hay una estructura próxima, el jet no

puede arrastrar fluido por ese lado y está obligado a conservar el Momento

manteniendo alta la velocidad. Esto produce una caída de presión que atrae el jet

hacia la pared; el resultado final es un jet más estrecho en el corte perpendicular

a la pared (74,75), aunque en los casos en que no está el origen muy próximo a ella,

algunos autores (75) han demostrado que puede tener lugar el efecto contrario. La presencia de otros flujos entrando en la cámara receptora limita también la expansión del jet regurgitante al reducir la relación longitud/anchura (76). Finalmente, las condiciones de interrogación con que esté trabajando nuestro aparato también han demostrado influir en el tamaño del jet visto por Doppler color. Se ha descrito que el área del jet resulta alterada por modificaciones en la ganancia, (1,71,77-79), frecuencia del transductor, PRF (77,78), tamaño de la muestra, postproceso, filtros de baja velocidad (78,79) ó incluso por utilizar ecocardiógrafos diferentes (77).

C) Métodos propuestos para la cuantificación de las insuficiencias valvulares

A la vista del gran número de factores que pueden influir sobre el tamaño del jet regurgitante codificado en color han aparecido nuevas teorías que, teniéndolos en cuenta, han intentado realizar una valoración cuantitativa de las insuficiencias valvulares.

Se ha propuesto el cálculo del flujo regurgitante basándose en el principio de conservación del Momento, un parámetro que se define como el producto

$$M-Q.U \quad (D)$$

siendo M: Momento del jet (cm⁴/seg²); Q: Flujo en un punto dado del jet (cm³/seg); y U: Velocidad en el mismo punto (cm/seg).

Cuando un jet emerge a través del orificio regurgitante lo hace con su máxima velocidad; al entrar en la cámara receptora se consume el core laminar (Fig 13) y el flujo pasa a ser turbulento, arrastrando el fluido que estaba en la cámara receptora, con lo que aumenta progresivamente su volumen, al tiempo que la

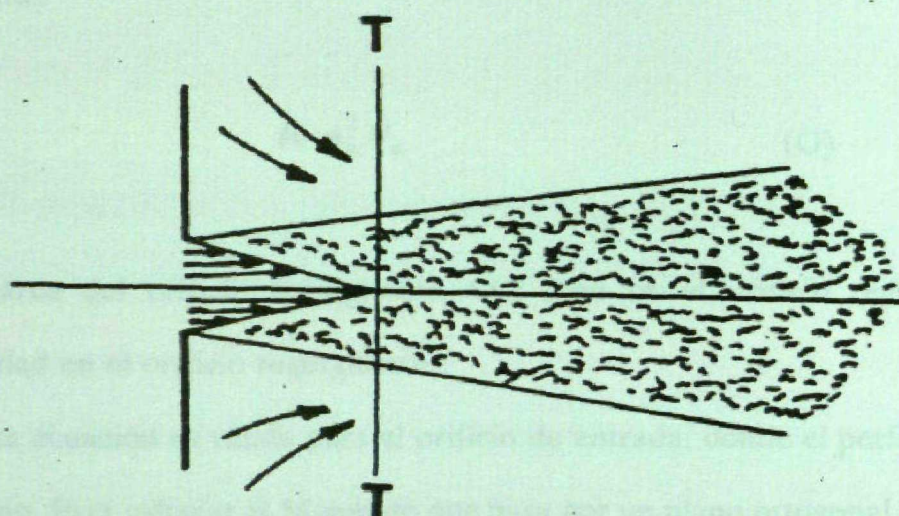


Figura 13.- Al emerger un jet del orificio regurgitante, muestra una zona de flujo laminar (**flechas paralelas**) que se consume progresivamente y a partir de un límite (**TT**) todo es turbulento.

velocidad va cayendo. El principio de conservación del momento refleja estos hechos matemáticamente y señala que en un jet turbulento libre, en ausencia de gradientes o constricciones externas, este producto se mantiene constante a lo largo del jet, tanto en el orificio regurgitante como en cualquier otro punto. Thomas et al (80) demostraron *in vitro* que el Momento predecía el área del jet regurgitante visto por Doppler color mejor que el gradiente ó el flujo regurgitante y las variaciones de tamaño del orificio de entrada no afectaban esta relación. Estos autores calculaban el Momento del jet a partir de las imágenes de ecocardiografía Doppler color obteniendo buenas correlaciones con el Momento calculado por sonda electromagnética, aplicando una ecuación que obtenían partiendo de los principios de conservación del Momento y de la Masa (ecuación de Continuidad):

$$M = Q_o \cdot U_o \quad (E)$$

$$Q = A_o \cdot U_o \quad (F)$$

de donde

$$M = A_o^2 \cdot U_o \quad (G)$$

(A_o : área del orificio regurgitante, Q_o : flujo en el orificio regurgitante, U_o : velocidad en el orificio regurgitante).

Esta ecuación es válida para el orificio de entrada, donde el perfil de velocidad es plano. Para calcular el Momento que pasa por un plano ortogonal a través del jet integraban u a través de la superficie del jet. Finalmente, tenían en cuenta que el eje del jet no está fijo en el centro sino que hace ligeros movimientos a ambos lados y obtenían

$$M(x) = \pi \int_{-\infty}^{\infty} u^2(x, r) [r - r_c(x)] dr \quad (H)$$

donde u : velocidad en sentido axial en el punto del jet escogido; r : distancia del punto estudiado al centro del jet; r_c : distancia del eje del jet al centro del mismo; y x : distancia del orificio al punto estudiado.

Después determinaban la velocidad máxima del flujo en el orificio (U_o) por Doppler continuo y calculaban el flujo y área del orificio regurgitante mediante las ecuaciones E y G obteniendo buenas correlaciones con los valores reales.

Cape et al (81) también conseguían buenos resultados *in vitro* calculando el flujo regurgitante en modelos de flujo constante y pulsátil mediante el mismo principio, aunque utilizando la velocidad en el eje axial. Usaban una ecuación derivada de la definición del Momento a la que aplicaban el principio de *Similaridad Dinámica* para cuya explicación nos remitimos a la literatura (52,82)

$$Q = \frac{\pi^2 \cdot U_m^2 \cdot x}{26,46 \cdot U_o} \quad (1)$$

Um: velocidad en el punto estudiado en la línea media.

Con este método escogían un punto en la línea media del jet, determinando por Doppler pulsado la velocidad del flujo en él (U_m) y midiendo la distancia (x) a que se encontraba del orificio de salida; la velocidad máxima en el orificio (U_o) la determinaban igualmente por Doppler continuo.

Sin embargo, cuando se ha intentado aplicar el principio de conservación del Momento *in vivo* los resultados no han sido satisfactorios. Reimold et al (83) estudiaron un grupo de pacientes con insuficiencia aórtica por eco Doppler en el laboratorio de Hemodinámica. Calculaban el Momento del jet regurgitante a partir de la ecuación (G), obteniendo el área de la raíz aórtica por eco y la velocidad del flujo en el mismo punto con un catéter Doppler. El área del jet era el parámetro de eco Doppler color que mostraba la mejor correlación con el Momento, pero no lo suficientemente sólida como para poder predecir su valor. Varias son las explicaciones a los problemas que presenta la aplicación clínica de esta técnica: 1) el área del orificio regurgitante puede no ser constante, como demostraron Yellin et al en insuficiencia mitral (84); 2) no todos los jets se comportan como libres, pues algunos son muy excéntricos y ó bien van pegados a la pared ó chocan con ella cerca de su origen; 3) la varianza de la velocidad del jet debido a la turbulencia del mismo obliga a promediar varias mediciones de las velocidades del flujo; 4) la instrumentación puede variar el área del jet, como ya hemos dicho; 5) finalmente, el balanceo del eje del jet (80) hará igualmente necesario promediar datos si se usa la ecuación I basada en las velocidades axiales.

Otro método propuesto para calcular el volumen regurgitante es el estudio de la

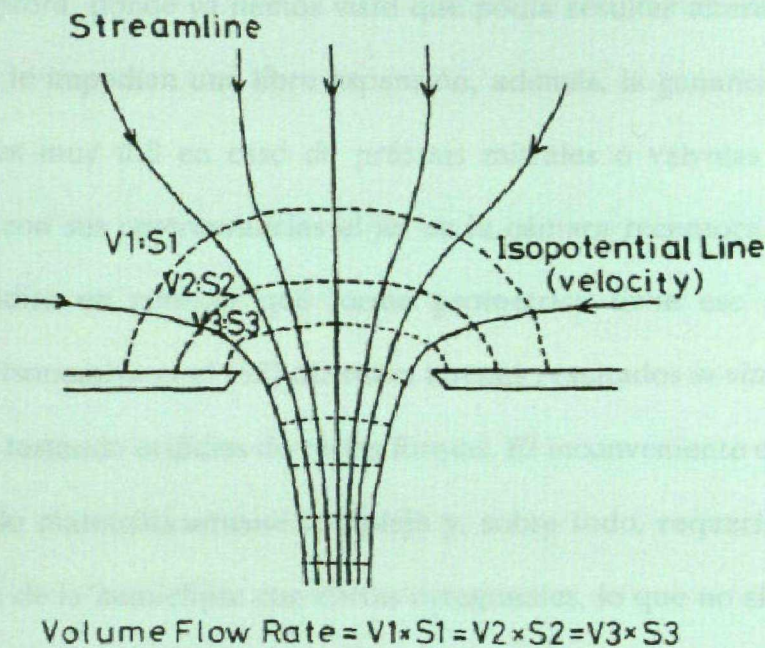


Figura 14.- Flujo convergente proximal: Al acercarse al orificio regurgitante, la sangre lo hace formando líneas radiales de igual velocidad. Tomado de Utsonomiya et al (85).

región del **flujo proximal convergente** hacia la válvula insuficiente (85-92). La técnica más usada es la **determinación del PISA** (proximal isovelocity surface area)(85-90,92). Se basa en que el flujo regurgitante, al aproximarse al orificio por el que va a pasar, se acelera formando líneas radiales de igual velocidad entre sí (Fig 14). De esta manera, a una misma distancia del orificio todas las líneas tendrán la misma velocidad. Esta zona de aceleración, proximal al orificio, es visualizada por Doppler color como un casquete (en la Figura 22 B, puede apreciarse el flujo convergente yendo hacia la válvula Tricúspide). En este casquete, se pueden delimitar las sucesivas inversiones de color (*aliasing*); la primera de ellas corresponderá a la velocidad Nyquist, y si conocemos el área del casquete podemos calcular -en teoría- el flujo regurgitante (Flujo = área x velocidad) ya que, según la *ley de conservación de la Masa*, el flujo que pasa a través de ese plano será el mismo que pase por el orificio regurgitante. Esta teoría aporta la innegable ventaja de estudiar el flujo regurgitante codificado por Doppler color antes de llegar a la

cámara receptora, donde ya hemos visto que podía resultar alterado por múltiples factores que le impedían una libre expansión; además, la ganancia del aparato no le afecta y es muy útil en caso de prótesis mitrales ó válvulas calcificadas que enmascaran con sus reverberancias el jet en la cámara receptora. Sin embargo, el problema radica en conocer qué forma geométrica tiene ese área para poder calcularla. Utsonomiya et al (85) obtenían buenos resultados *in vitro* con un modelo hemielíptico testando orificios de varias formas. El inconveniente era que se trataba de un modelo matemáticamente complejo y, sobre todo, requería la medición de varios radios de la hemielipse con cortes ortogonales, lo que no siempre es posible en la práctica clínica. Recusani et al (86) usaban un modelo hemisférico que les daba buenos resultados *in vitro* con orificios circulares, aunque al utilizarlo *in vivo* con 20 pacientes solo era capaz de ofrecer una valoración cualitativa mostrando diferencias significativas entre los distintos grupos angiográficos. Otros autores, llegaron a obtener buenas correlaciones cuantitativas utilizando también el modelo hemisférico y usando como patrón de referencia el volumen regurgitante obtenido por cateterismo (87) ó incluso el volumen regurgitante obtenido por cateterismo y por eco con Doppler pulsado (90), pero se observaba una sobreestimación del flujo regurgitante. Zhang et al (92), encontraron recientemente una explicación a este problema, confirmando así previos estudios (93). Estudiaron 6 ovejas con insuficiencia mitral quirúrgicamente inducida y encontraron que si usaban el primer "aliasing" (el más externo) se supraestimaba el flujo; con el segundo obtenían los mejores resultados y con el tercero ó interno se infravaloraba el flujo. Con estos datos concluían que la región de flujo proximal va cambiando de forma al acercarse al orificio, siendo al principio elíptica, después hemisférica y, finalmente, aplanada. En resumen, el estudio de las insuficiencias valvulares a través de la zona de convergencia puede ser el futuro para llegar a la cuantificación no invasiva de éstas.

Queda sin embargo pendiente de testar clínicamente si la elección del segundo aliasing hace desaparecer los problemas de sobreestimación, así como de validar el método en la IT, donde hasta ahora no ha sido estudiado.

Por último, Simpson et al (70), trabajando con un modelo de flujo pulsátil que simulaba insuficiencia mitral, encontraban que la **sumación de las intensidades de los pixels con mapa "power"** se correlacionaba mejor con el volumen regurgitante que con el gradiente de presión. Es decir, valoraban el jet de manera ponderada, de modo que no tenían el mismo valor las zonas con alta intensidad de color como las zonas con intensidad baja (recordemos que en este mapa la intensidad es principalmente función del número de hematíes detectado). En cambio, la sumación de las intensidades de los pixels del mapa de varianza guardaba una mejor correlación con el gradiente regurgitante, sugiriendo que este mapa codifica el color casi totalmente en función de la velocidad. En el momento actual no conocemos resultados de ningún trabajo testando *in vivo* este modelo.

RECAPITULACION

La valoración de las insuficiencias valvulares por ecocardiografía Doppler no está completamente resuelta. De las teorías que han intentado una **cuantificación** del volumen regurgitante únicamente el estudio del flujo convergente proximal ha demostrado alguna eficacia *in vivo*, pero continúa por resolver el problema de la sobrevaloración sistemática del flujo regurgitante que ocasiona. Por tanto, en el momento actual podemos afirmar que en la práctica diaria se hace una valoración **cualitativa**, que en el caso de las insuficiencias mitral y aórtica es aceptado que se basa en las dimensiones del jet en la cámara receptora, siempre teniendo en cuenta las limitaciones ya descritas del Doppler color, así como la ayuda que pueden prestar el Doppler espectral y el ecocardiograma convencional.

En la valoración de la Insuficiencia Tricúspide continúa sin existir una escala que haya sido unánimemente aceptada y esa es la razón que nos ha llevado a realizar el presente trabajo. La metodología escogida es el estudio de la extensión del jet regurgitante en la cámara receptora ya que -como hemos visto- es el método usado clínicamente para valorar las demás insuficiencias valvulares en la mayor parte de los laboratorios de Ecocardiografía actualmente, debido a su eficacia y sencillez.

OBJETIVOS

1) Validar la angiografía como método de valoración de la Insuficiencia Tricúspide, descartando la hipótesis de que el catéter produzca falsa regurgitación al dificultar el cierre de la válvula Tricúspide.

2) En caso de ser válida la angiografía como patrón de referencia, hallar una escala de valoración de la Insuficiencia Tricúspide crónica funcional mediante los siguientes pasos:

a) Hipótesis 1: La severidad de la Insuficiencia Tricúspide puede ser estimada semicuantitativamente por ecocardiografía Doppler color utilizando las dimensiones del jet regurgitante codificado en color, bien en valores absolutos, ó bien corregidos para el tamaño de la aurícula derecha.

b) Hipótesis 2: El tamaño de las cámaras cardíacas derechas es significativamente mayor en los casos de Insuficiencia Tricúspide crónica severa que en los restantes y puede complementar la valoración por Doppler color.

MÉTODOS

PACIENTES

Se estudiaron 36 pacientes consecutivos que eran sometidos a cateterismo por *insuficiencia cardíaca reciente y sospecha de valvulopatía izquierda*. Debido a este criterio de selección, se esperaba que el espectro completo de IT estuviera presente en la población analizada. Un paciente fue excluido por mala ventana acústica. Había 23 mujeres (65.7%) y 12 hombres (34.3%) en el grupo final. La edad media era 56.8 ± 11.7 (rango 27-78). Treinta y un pacientes (88.6%) estaban en fibrilación auricular y 4 (11.4%) en ritmo sinusal. La frecuencia cardíaca era 80.3 ± 15.3 (rango 60-108). Los diagnósticos finales del cateterismo fueron (Tabla 1, página 57): 14 valvulopatías mitrales; 3 lesiones aórticas y 4 mitroaórticas; 4 prótesis mitrales disfuncionantes y 2 normales; 1 prótesis aórtica disfuncionante; 5 prótesis mitroaórticas, con disfunción de la mitral en un caso; y 2 miocardiopatías dilatadas. Ningún paciente había sufrido cirugía previa sobre la válvula Tricúspide.

EQUIPO

Se desplazaba al Laboratorio de Hemodinámica un ecocardiógrafo Hewlett-Packard Sonos 1000 con un transductor de 2.5 MHz (modelo 21200C). Las imágenes se grababan en videocasette con un registrador Panasonic AG-6200 para su posterior análisis.

Para las ventriculografías derechas se usaban catéteres con balón de flotación 7F (Balwedge, Electro-catheter Corporation) y un inyector Angiomat 3000 (Viamonte Hobbs, Sybron Corporation).

PROCEDIMIENTO

Veinticuatro horas antes del procedimiento se determinaban la tensión arterial y la frecuencia cardíaca, para compararlas con las registradas en el cateterismo. Se daba una dosis de 10 mg de Diazepam (Valium) por vía oral 1 hora antes de llevar el paciente al Laboratorio de Hemodinámica. Primero se realizaba un cateterismo convencional (vía femoral en 83% y braquial en el 17%) ó solo derecho en los casos en que no había indicación clínica para sondar el lado izquierdo. Para el cateterismo derecho se utilizaba un catéter de Cournand; las presiones se tomaban retirándolo desde la posición de capilar pulmonar a arteria pulmonar,

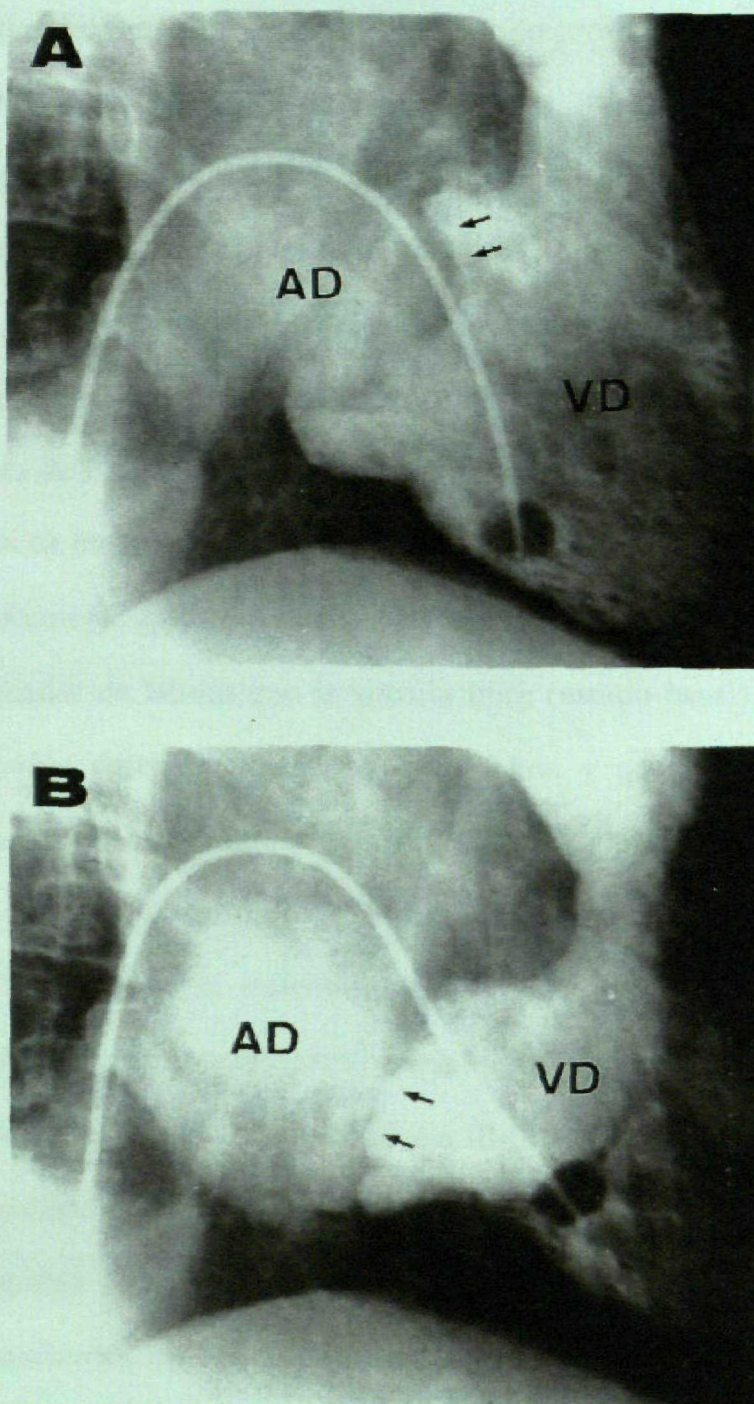


Figura 15.- Imagen angiográfica mostrando la colocación del catéter-balón. A: diástole. B: sístole. Flechas: anillo tricúspide. Abreviaturas: como figuras previas.

ventrículo derecho y aurícula derecha, sucesivamente. Tras terminar las mediciones de presión se colocaba al paciente en decúbito lateral izquierdo -para conseguir una óptima transmisión ultrasónica- y se colocaba un catéter con balón en el ventrículo derecho con control radiológico. Se dejaba la punta en contacto con la porción media de la cara diafragmática del ventrículo derecho y la porción proximal tocando ligeramente la parte superior de la válvula Tricúspide (Fig 15). Tras colocar el catéter angiográfico, se comenzaba a realizar un ecocardiograma Doppler color desde el plano 4 cámaras apical para analizar el flujo de IT. Se utilizaba un mapa de varianza con la máxima ganancia posible sin introducir artefactos. El ángulo del sector era de 30 grados y la profundidad era la menor posible en cada caso (16-20 cm), obteniéndose así valores de PRF (Frecuencia de repetición de impulsos) entre 3.7 y 3.1 KHz con frecuencia de imágenes entre 18 y 11 Hz. Tras registrar al menos 10 latidos consecutivos técnicamente adecuados, se retiraba el catéter a la vena cava para estudiar un número similar de latidos con la válvula libre (estado basal). El registro ecocardiográfico no se detenía durante esta maniobra, y nos permitía evaluar los flujos en las dos situaciones evitando desplazamientos significativos del transductor; además, los parámetros de eco Doppler color se mantenían constantes durante todo el estudio. Tras terminar el estudio ecocardiográfico, el catéter se reintroducía en el ventrículo derecho, en la misma posición, y se realizaba una ventriculografía derecha, inyectando 30-40 ml de contraste a 10-15 ml/seg. Si durante la ventriculografía se inducían extrasístoles ventriculares, se repetía por segunda vez.

Después de testar la posible interferencia del catéter con el procedimiento descrito en los 30 primeros pacientes, los 5 últimos fueron estudiados solo en estado basal, sin el catéter a través de la válvula.

ANÁLISIS DEL ECOCARDIOGRAMA DOPPLER COLOR

Los registros de vídeo eran revisados por un observador experimentado que no conocía los hallazgos de la angiografía. Para estudiar la variabilidad intra- e interobservador se seleccionaban aleatoriamente en cada caso un ciclo cardíaco con el catéter a través de la válvula y otro sin él (solo este último en los cinco casos finales). El análisis de variabilidad incluía no solo efectuar las mediciones, sino también escoger el fotograma adecuado para ello. La segunda observación, para efectuar el análisis intraobservador, se realizó entre 8 y 19 meses tras el primer estudio.

Para valorar el efecto del catéter sobre la competencia de la válvula Tricúspide, los 10 latidos previos a la retirada del catéter eran analizados y comparados con los 10

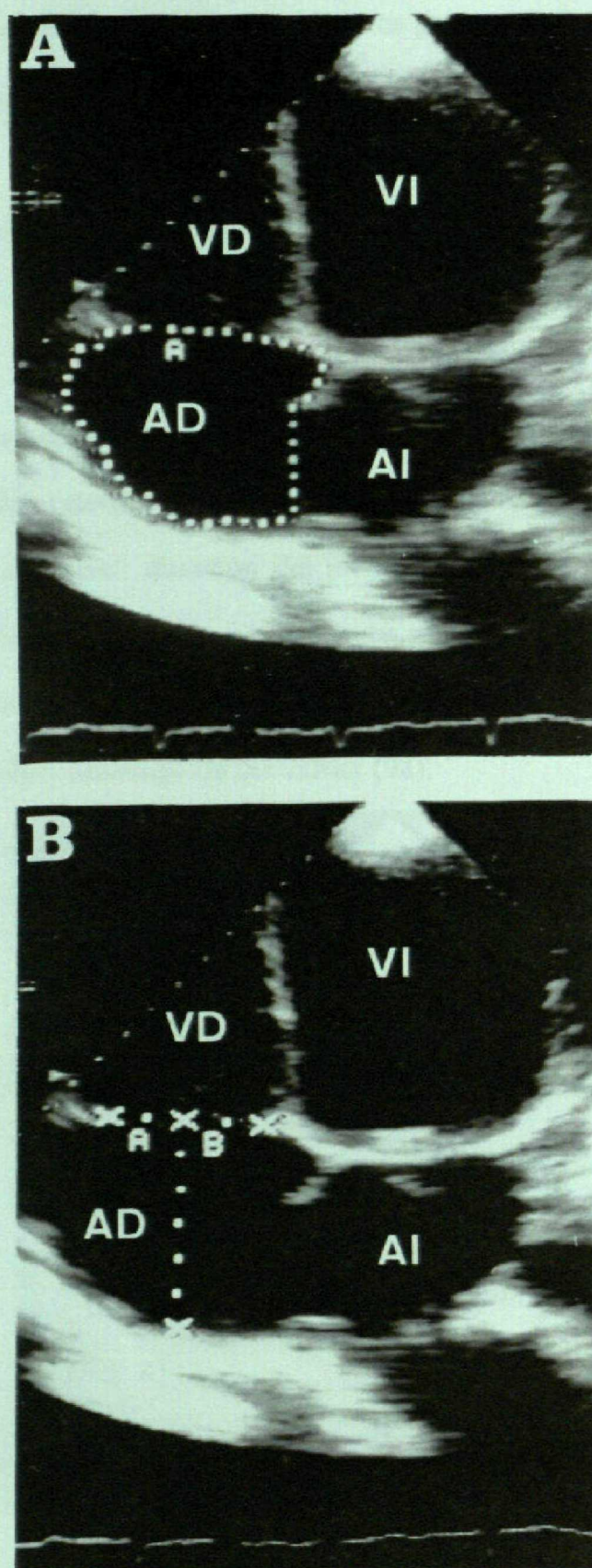


Figura 16.- Mediciones de la aurícula derecha. A: área. B: diámetro súpero inferior. Abreviaturas: como figuras previas.

primeros tras la retirada del catéter a la vena cava en los 30 primeros pacientes. Se valoraban los siguientes parámetros en cada situación, (promediando 10 latidos consecutivos, excepto los extrasístoles): área máxima ocupada en la aurícula derecha por el jet de IT codificado en color, incluyendo las zonas no turbulentas (si había más de un solo jet, se sumaban sus áreas); índice de regurgitación, definido como el porcentaje del área de la aurícula derecha ocupada por el área del jet en la misma imagen; profundidad máxima que el jet regurgitante alcanzaba en la aurícula derecha, tanto en valores absolutos como relativos al diámetro súperoinferior de la aurícula derecha medido en la misma imagen; duración del jet de IT, calculada como el porcentaje de fotogramas sistólicos durante los cuales estaba presente el jet regurgitante. Se definía la afectación orgánica de la válvula Tricúspide como engrosamiento y abombamiento diastólico (*doming*) de las valvas (94).

Para comparar los hallazgos angiográficos con los de eco Doppler color se analizaban el área del jet, el índice regurgitante, y la profundidad absoluta y relativa al diámetro súperoinferior de la aurícula derecha en la misma imagen en los 35 pacientes, usando el promedio de los valores obtenidos en 10 latidos consecutivos, exceptuando los extrasístoles. Además, se realizaban mediciones de las cavidades cardiacas derechas promediando los valores de 3

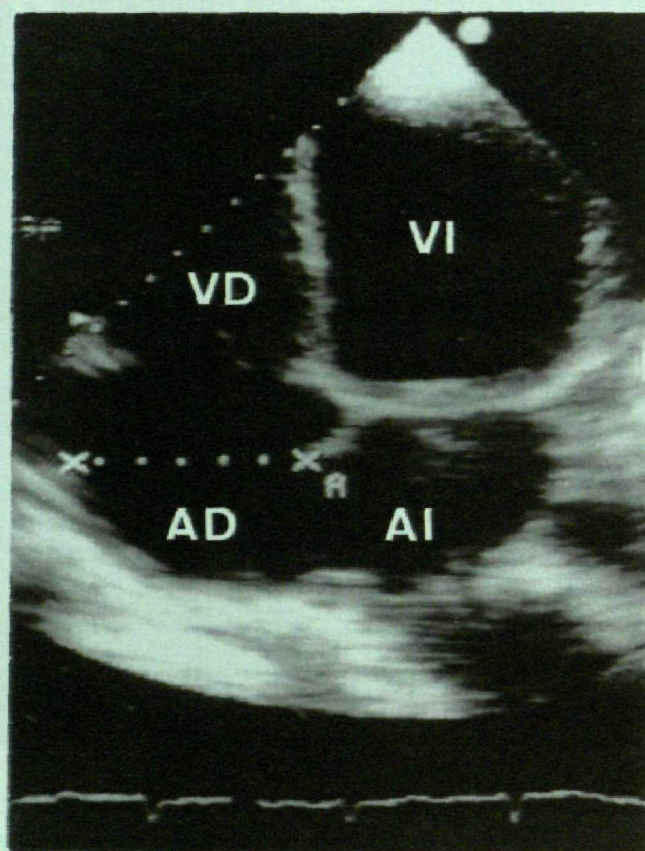


Figura 17.- Medición del diámetro transverso de la aurícula derecha. Abreviaturas, como en figuras anteriores

latidos, tanto en valores absolutos como tras normalización para la superficie corporal de cada paciente. El tamaño de la aurícula derecha se valoraba (Figs 16 y 17) midiendo el área y los diámetros transverso y súperoinferior en los fotogramas sistólicos que mostraban sus máximas dimensiones. El tamaño del ventrículo derecho se evaluaba (Fig 18) en los fotogramas diastólicos que mostraban, igualmente, las máximas dimensiones, usando el área y el eje transverso máximo. Estas medidas fueron escogidas en base al estudio de Bommer et al (95). Este trabajo mostraba una muy buena correlación del área y diámetro transverso máximo del ventrículo derecho con el volumen del mismo, trabajando con moldes de silicona de corazones normales,

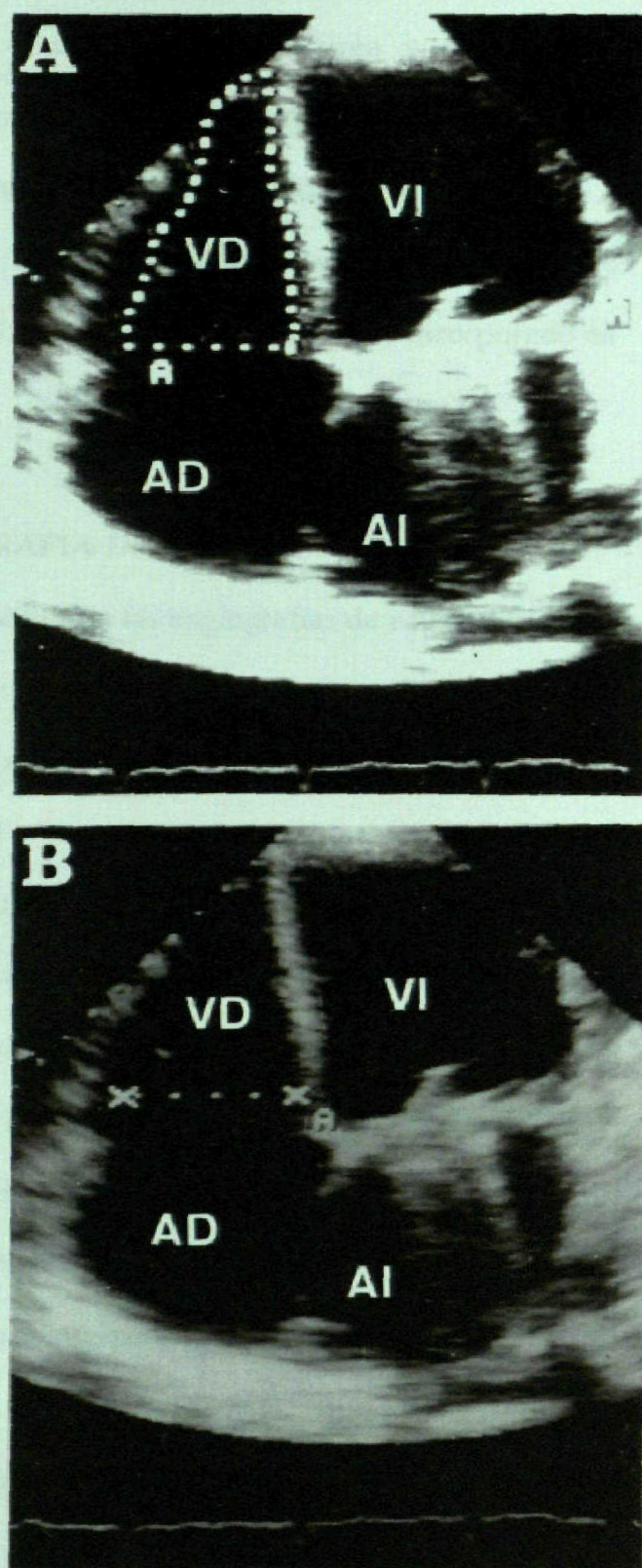


Figura 18.- Mediciones del ventrículo derecho: A: área planimetreada. B: Diámetro diastólico máximo. Abreviaturas, como figuras previas.

así como una alta capacidad para diferenciar por eco 2D *in vivo* los ventrículos derechos con sobrecarga de volumen de los normales. En cuanto a la estimación del

tamaño de la aurícula derecha, en el citado trabajo el área y el eje corto diferenciaban los casos con sobrecarga de volumen de los normales con menor superposición de valores, obteniendo resultados inferiores con el eje largo.

Todas las mediciones descritas fueron efectuadas sobre las imágenes ecocardiográficas almacenadas en cinta de vídeo, usando el software incorporado en el ecocardiógrafo.

ANALISIS DE LA VENTRICULOGRAFIA DERECHA

Dos observadores independientes evaluaron las angiografías de acuerdo con una escala de severidad de tres grados, similar a la de Nagle et al para la insuficiencia mitral (96): grado I= el contraste se aclara con cada ciclo cardiaco y no llega a opacificar la aurícula derecha; grado II= el contraste no se aclara en cada latido y llega a opacificar toda la aurícula; grado III= cuando la aurícula se opacifica totalmente con una intensidad igual o mayor a la del ventrículo derecho. Las discordancias se resolvían por consenso.

LECTURA DE LAS PRESIONES DEL CATETERISMO

Se promediaron de 5 a 10 latidos en cada caso para estimar las presiones en las cavidades derechas. Ya que no se hicieron registros simultáneos en ambas cámaras, el gradiente sistólico máximo entre el ventrículo y la aurícula derecha se determinaba superponiendo ambos trazados tomando el registro electrocardiográfico como referencia; se promediaban también de 5 a 10 latidos.

ANALISIS ESTADISTICO

Los resultados están descritos como media \pm desviación estándar. Para su análisis se utilizaron los paquetes Statgraphics 2.1 (Statistical Graphics Corporation) y SPSS+

(SPSS Inc).

1) Para testar si había diferencias en cada uno de los parámetros de Doppler color descritos con y sin el catéter a través de la válvula Tricúspide se usaba el test de la "t" pareada. La hipótesis nula fue definida como "no diferencia entre grupos". Se consideró significativa una probabilidad de error alfa de dos colas menor de 0.05.

2) Para buscar parámetros de eco Doppler color que separaran los diferentes grupos angiográficos, se realizaron dos pasos:

A) Se compararon las variables estudiadas por ecocardiografía Doppler color entre los distintos grupos de severidad angiográfica. Para esta tarea, un Análisis de la Varianza no era posible al demostrar un test de Cochran que no había homogeneidad en las varianzas del área del jet, índice regurgitante, así como en el área y diámetros transverso y súpero inferior de la aurícula derecha. Se usaron pues múltiples comparaciones mediante el test de la "t" para cada parámetro de eco Doppler color, tras comprobar que un test de Kolmogorov-Smirnov no demostraba diferencias significativas con una distribución normal en cada uno de los grupos angiográficos. Eran necesarias seis comparaciones para testar las posibles diferencias entre los 4 grupos angiográficos (0, I, II y III), obteniéndose así 6 probabilidades de error alfa individuales. Cuando más de uno de estos tests eran significativos ($p < 0.05$, dos colas), se calculaba una probabilidad de error alfa global de este modo (97):

Se calculaba la probabilidad de que no hubiera error alfa para cada una de las comparaciones que habían resultado significativas individualmente (P_{na}):

$$P_{na} = (1 - p)^J \quad (J)$$

La probabilidad de que no hubiera error alfa en ninguna de esas comparaciones

individuales (PNA) se obtenía del producto de las probabilidades individuales:

$$PNA = Pna_1 \times Pna_2 \times \dots \times Pna_x \quad (K)$$

Finalmente, se calculaba la probabilidad de que hubiera error alfa en alguno de los tests que habían sido significativos individualmente (P):

$$P = 1 - PNA \quad (L)$$

B) Como segundo paso, se diseñaba una escala de severidad para la IT usando los parámetros de eco Doppler color que habían demostrado menor superposición entre los grupos angiográficos. Se obtenía la correlación de esta escala retrospectiva con la angiográfica usando un test de Spearman para correlación de variables cualitativas.

3) Para descubrir posibles factores de error en el estudio se realizaron las siguientes determinaciones:

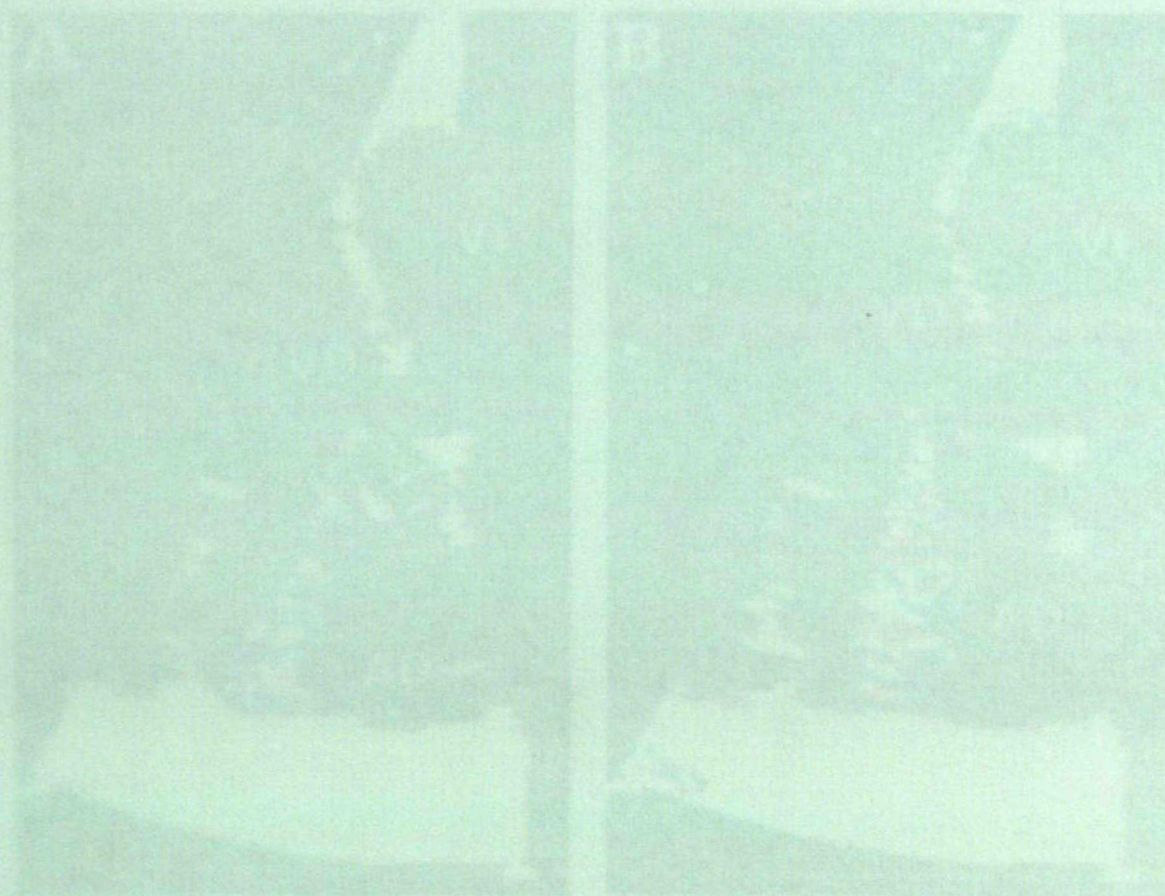
A) Variabilidad inter- e intraobservador: para los parámetros de eco Doppler color se valoró estimando las correlaciones mediante la "r" de Pearson para variables cuantitativas. La variabilidad interobservador para el grado angiográfico de IT se expresó como un porcentaje sobre el total de casos.

B) Coeficiente de Variación de las dimensiones de los jets regurgitantes codificados por eco Doppler color dividiendo la desviación típica por la media, ya que la mayoría de los pacientes estaba en fibrilación auricular y esto podía ocasionar variaciones en la regurgitación de un latido a otro. Se consideraban satisfactorios valores por debajo de 0.33 (98).

C) Comparación entre las variables hemodinámicas (frecuencia cardiaca y

tensión arterial) antes y durante el cateterismo mediante la t-pareada.

D) En caso de haber aumento significativo del tamaño de las cavidades derechas en casos severos: 1) se comparaban los tamaños de las cavidades izquierdas de estos casos con los de los restantes grupos angiográficos, para descartar que un excesivo crecimiento de éstas pudiera haber distorsionado los resultados; 2) se comparaban la edad y el tiempo de evolución de las cardiopatías, para descartar que una enfermedad más evolucionada fuera responsable del crecimiento de las cámaras derechas. Ambos procedimientos se efectuaron con múltiples tests "t".



RESULTADOS

EFFECTO DEL CATETER SOBRE LA COMPETENCIA DE LA VALVULA TRICUSPIDE

La Tabla II (página 58) muestra los valores de eco Doppler color obtenidos en cada uno de los 30 primeros casos con y sin el catéter colocado a través de la válvula Tricúspide. Había afectación orgánica de la válvula en 7 (23%) de ellos.

No existieron diferencias estadísticamente significativas para cada uno de los cinco parámetros medidos en cada paciente antes y después de retirar el catéter del ventrículo derecho: **Duración del jet** = $84.8 \pm 31.7\%$ vs $85.0 \pm 31.7\%$ ($p=0.655$); **Area del jet** = $10.7 \pm 13.6 \text{ cm}^2$ vs $10.7 \pm 13.4 \text{ cm}^2$ ($p=0.816$); **Indice Regurgitante** = $25.9 \pm 20.4\%$ vs $25.8 \pm 20.5\%$ ($p=0.783$); **Profundidad absoluta del**

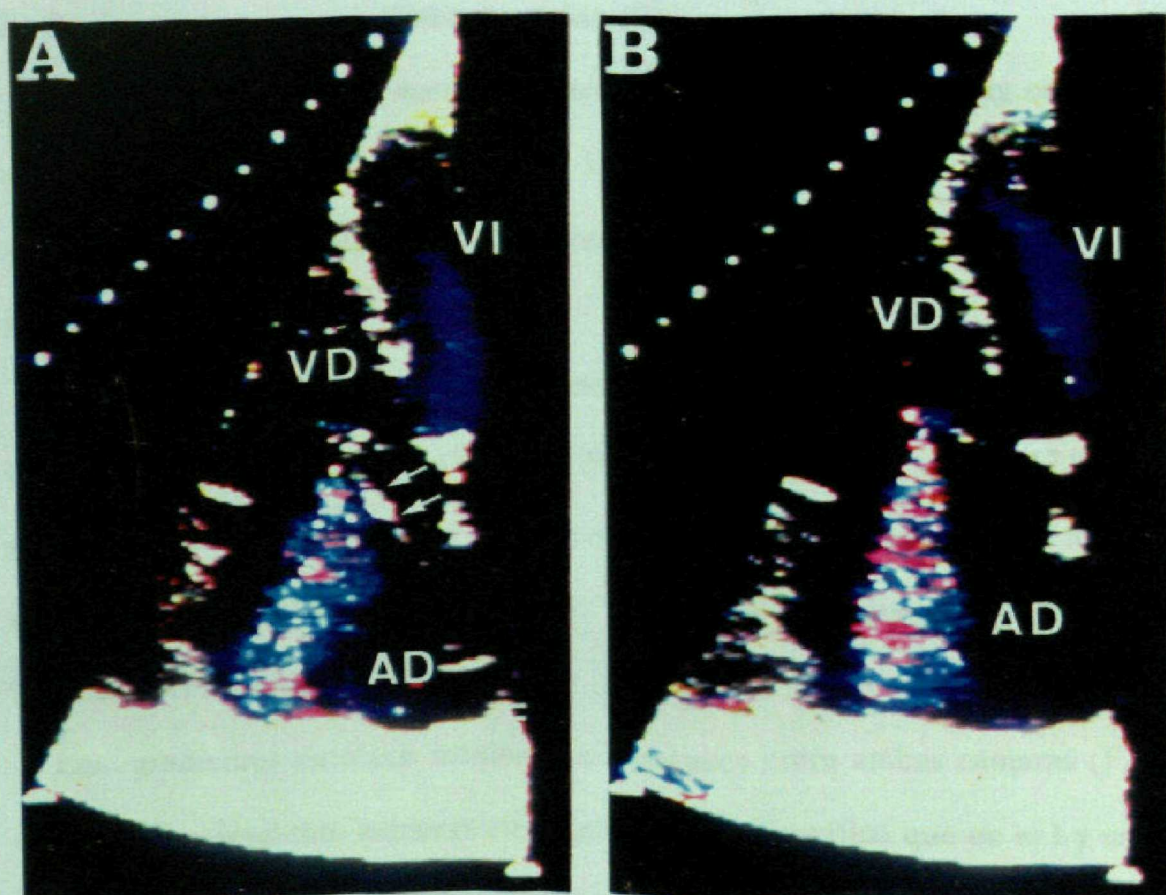


Figura 19.- Caso 11 con (A) y sin catéter (B) a través de la Tricúspide. El jet no cambia de tamaño. Flechas: catéter. Abreviaturas: como figuras previas.

jet = 47.8 ± 32.3 mm vs 47.4 ± 30.6 mm ($p=0.483$); Profundidad relativa del jet = $66.4 \pm 34.4\%$ vs $66.4 \pm 33.8\%$ ($p=0.989$).

Hubo una ligera desviación en la dirección del jet tras retirar el catéter en los casos 11 y 17 (6.66%) (Fig 19), sin apreciarse cambios en el tamaño.

VALORACION DE LA INSUFICIENCIA TRICUSPIDE

A) Ventriculografía derecha

La IT fue de grado III en 8 casos, grado II en 11, grado I en 10 y grado 0 (ausente) en 6 casos. Se efectuó una segunda angiografía en 3 pacientes (9%) por extrasístoles ventriculares (casos 1, 22 y 27). La variabilidad interobservador fue de 9%, con discordancias de un grado en todos los casos.

B) Registros de presiones (Tabla I, página 57)

La presión sistólica del ventrículo derecho fue 34.5 ± 14.9 mm Hg en el grupo angiográfico 0, 48.9 ± 10.5 mm Hg en el I, 54.9 ± 18.0 mm Hg en el II y 45.4 ± 16.0 mm Hg en el III. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre grupos.

La presión sistólica en la aurícula derecha era 4.8 ± 3.7 mm Hg en el grupo angiográfico 0, 5.5 ± 2.5 mm Hg en el I, 7.9 ± 5.3 mm Hg en el II y 26.1 ± 17.8 mm Hg en el III. Los valores del grupo III eran significativamente mayores que los de los grupos restantes ("p" global = 0.046). Las demás comparaciones no fueron significativas individualmente.

Los gradientes sistólicos máximos instantáneos entre ambas cámaras (Fig 20) eran significativamente menores en el grupo III angiográfico que en el I y en el II ($p < 0.001$ y $p = 0.001$ respectivamente) y, también, en el grupo 0 que en el I ($p = 0.038$). La "p" global para todas estas comparaciones fue < 0.040 . Las demás

VD-AD (mm Hg)

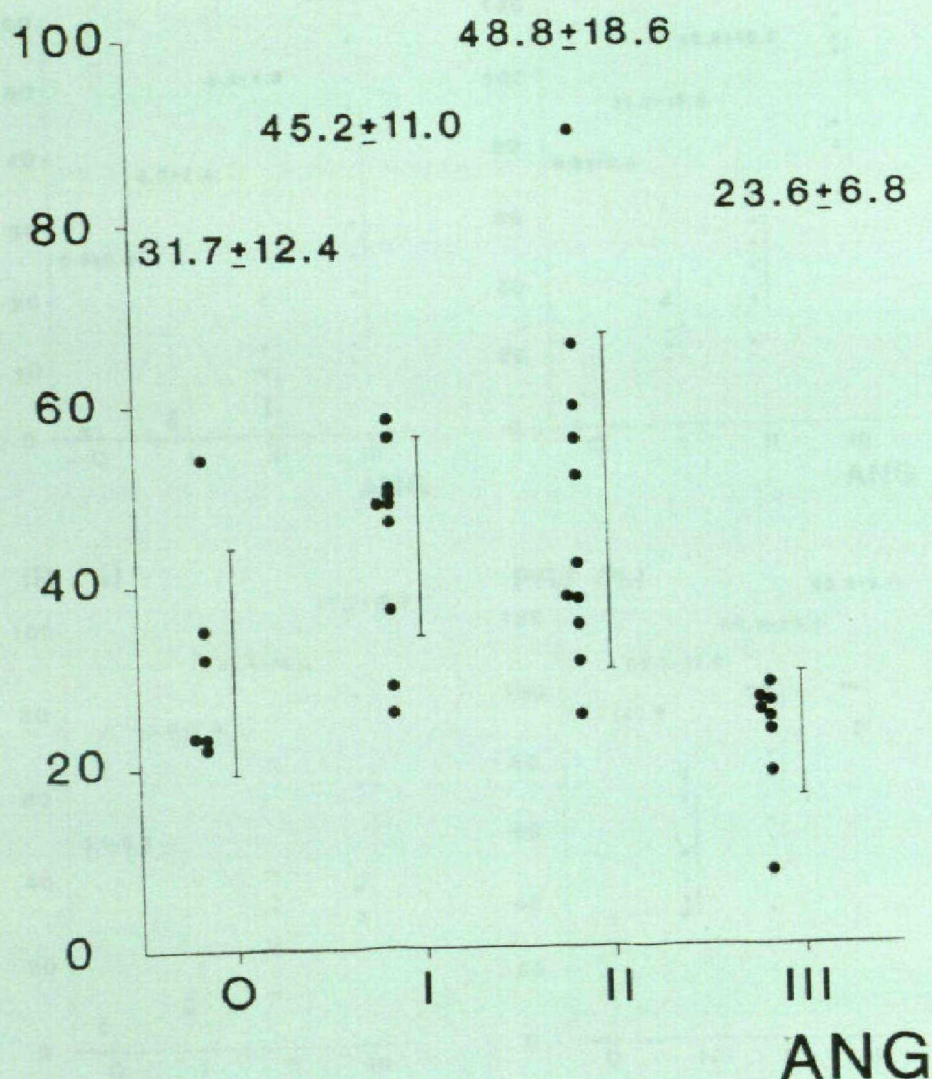


Figura 20.- Los gradientes regurgitantes (VD-AD) eran significativamente menores en los casos angiográficos (Ang) de IT severa.

comparaciones no fueron significativas.

C) Hallazgos de ecocardiografía Doppler color

Comparaciones múltiples

Los valores de los distintos parámetros de eco Doppler color de los 35 pacientes tras retirar el catéter de la válvula Tricúspide están recogidos en la Tabla III (página 59).

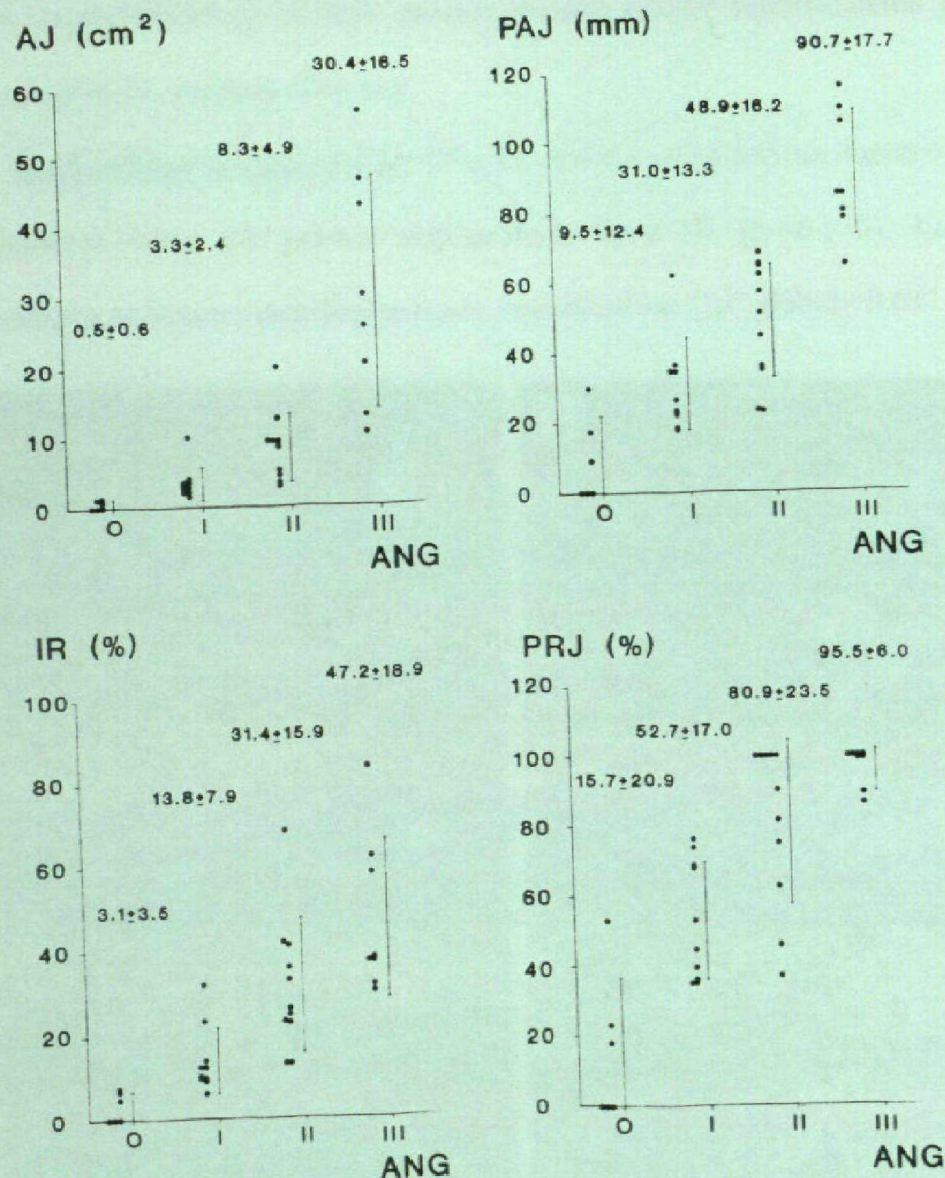


Figura 21.- El área del jet (AJ) obtuvo la mejor correlación con la angiografía (ANG). IR: Índice regurgitante; PAJ y PRJ: Profundidad absoluta y relativa del jet.

El área del jet (Fig 21, *superior izquierda*) fue significativamente diferente entre todos los grupos angiográficos ("p" global <0.024), siendo el parámetro que mostró menor superposición entre todos ellos.

El índice regurgitante (Fig 21, *inferior izquierda*) no mostró diferencias significativas entre los grados angiográficos II y III (p=0.064). Las restantes comparaciones fueron estadísticamente significativas ("p" global <0.016).

La profundidad absoluta del jet fue significativamente diferente en todos los grupos angiográficos ($p < 0.023$), aunque mostró mayor superposición que el área absoluta (Fig 21, *superior derecha*).

La profundidad relativa del jet (Fig 21, *inferior derecha*) no mostró diferencias significativas entre los grados angiográficos II y III ($p = 0.055$). Las restantes comparaciones fueron estadísticamente significativas (" p " global < 0.011).

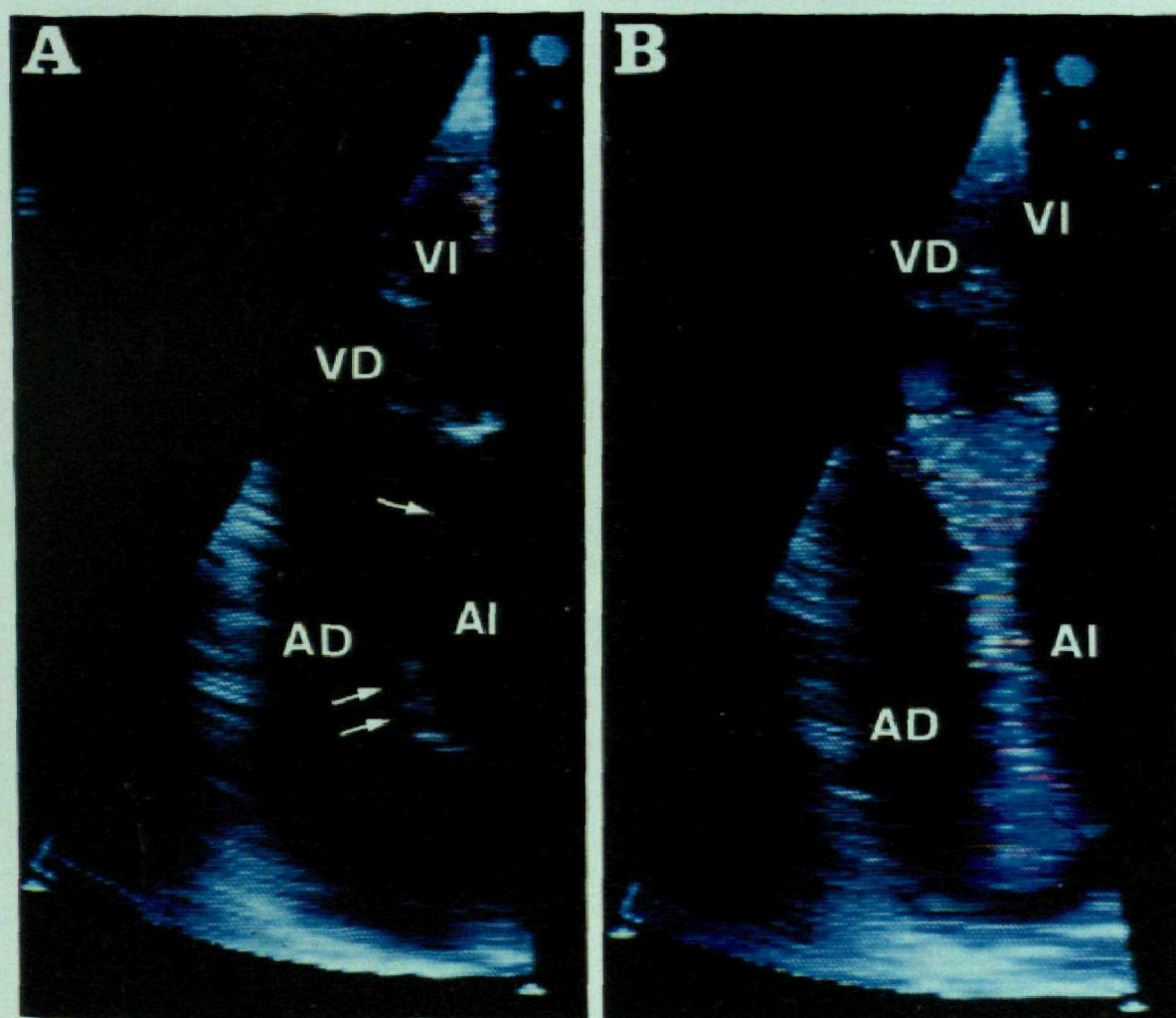


Figura 22.- Caso 27. El septo (A, flechas) protruye hacia la aurícula derecha y, secundariamente (B), el jet de IT debe deslizarse por él. Abreviaturas: como en figuras anteriores.

El jet regurgitante se deslizaba sobre el septo interauricular en 4 casos (11.4%) (pacientes 5, 9, 27 y 35) (Fig 22) y sobre la pared lateral de la aurícula derecha en 1 (2.9%) (paciente 10). En 1 caso (2.9%) (paciente 22) el jet iba dirigido directamente contra el septo interauricular (Fig 23). En los casos restantes (82.8%),

los jets regurgitantes eran libres.

Hubo un solo caso donde se observaron 2 jets (paciente 19, con afectación Tricúspide orgánica), que se unían en la zona proximal (Fig 24). El área fue determinado como la suma de ambos.

El tamaño de la aurícula derecha era mayor en pacientes con IT severa angiográficamente que en los grupos restantes, tal y como se evidenció por las medidas del área, diámetro transverso y diámetro súperoinferior ("p" globales 0.038, 0.046 y <0.003 con superposición de 1, 1 y 3 casos, respectivamente)

(Figs 25 y 26). La corrección para la superficie corporal no disminuyó el grado de superposición para ningún parámetro. El diámetro transverso también mostró valores significativamente menores en el grupo sin IT angiográfica, que en los casos con regurgitación grado II.

En los pacientes con IT de grado III angiográfico también estaban significativamente aumentadas, con respecto a los demás grupos, el área y el eje corto máximo del ventrículo derecho ("p" globales de 0.026 y 0.007, respectivamente; 3 superposiciones para cada parámetro) (Fig 27). El área no pudo ser medida en 2 casos por no visualizarse correctamente el ápex. Nuevamente, la corrección para la superficie corporal no disminuyó el grado de superposición entre grupos.

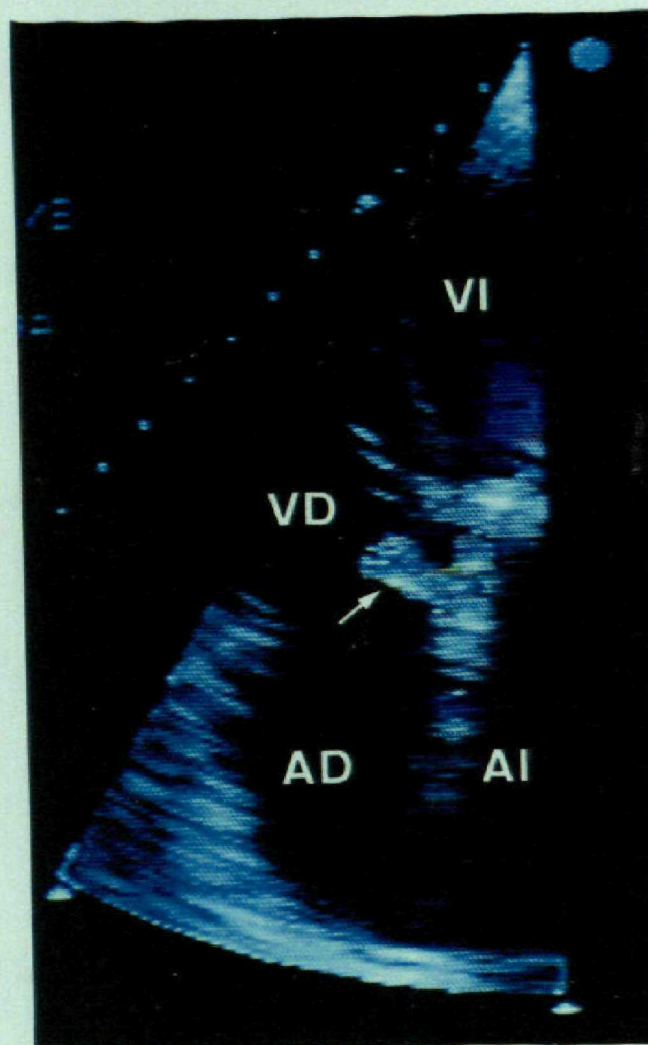


Figura 23.- Paciente 22. El jet de IT (flecha) se estrella contra el septo, limitándose su expansión. Abreviaturas, como figuras previas.

Correlación entre el grado angiográfico de IT y una clasificación de eco Doppler color diseñada retrospectivamente

Se diseñó una clasificación retrospectiva basada en el área del jet (AJ) -ya que era el parámetro que mejor separaba los diferentes grupos angiográficos- combinándola con el área de aurícula derecha (AAD) para reforzar la separación entre los casos de IT moderada y severa y, posteriormente, se compararon los resultados con la angiografía mediante el test de Spearman:

Grado 0: AJ = $< 1.3 \text{ cm}^2$

Grado I: AJ = $1.3 \text{ a } 3.5 \text{ cm}^2$

Grado II: AJ = $3.6 \text{ a } 10.0 \text{ cm}^2$ ó

AJ = $10.1 \text{ a } 15.0 \text{ cm}^2$ con AAD $\leq 34 \text{ cm}^2$

Grado III: AJ = $10.1 \text{ a } 15.0 \text{ cm}^2$ con AAD $> 34 \text{ cm}^2$ ó

AJ = $> 15 \text{ cm}^2$

Utilizando esta clasificación se obtenía un coeficiente de correlación $r=0.924$ ($p<0.001$) y había discordancias de un escalón en 5 de los 35 casos (14%) (Figura 28).

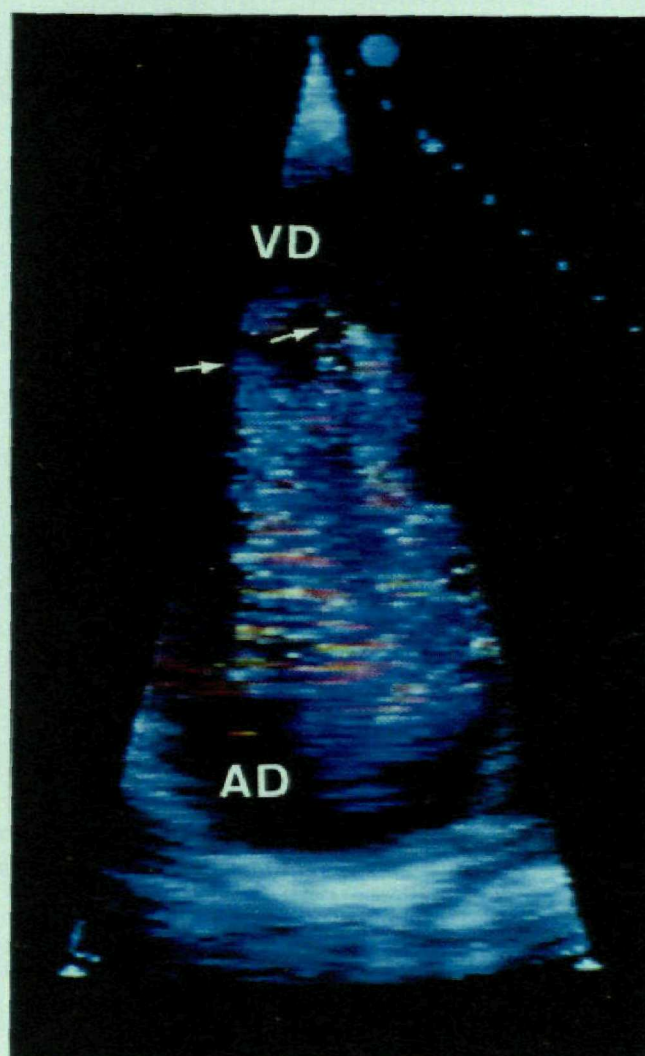


Figura 24.- Paciente 19. El jet de IT tenía doble origen (flechas) probablemente debido a la afectación orgánica de la válvula. Abreviaturas, como figuras previas.

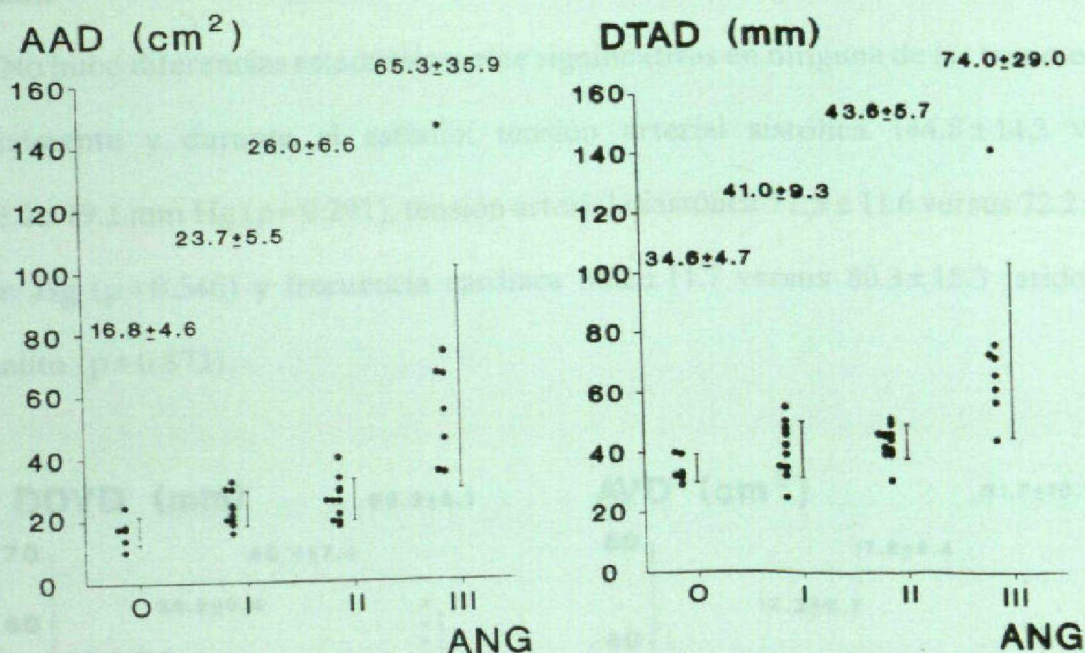


Figura 25.- La aurícula derecha fue mayor en los grados III angiográficos (ANG). El área (AAD) y el diámetro transverso (DTAD) presentaron la menor superposición.

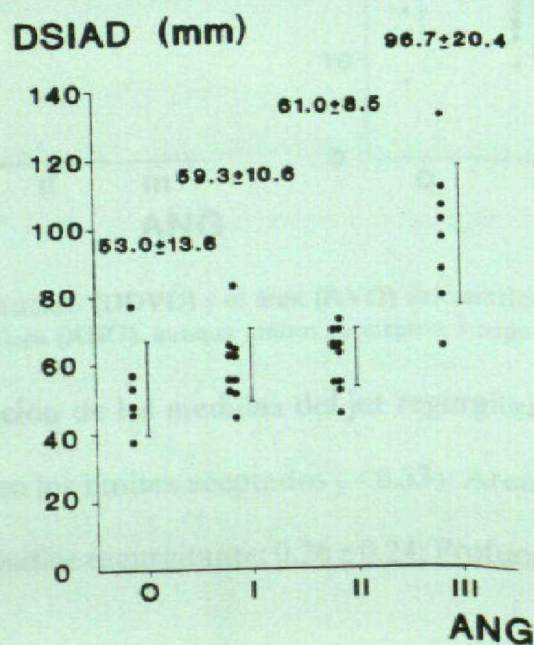


Figura 26.-El diámetro súperoinferior de la aurícula derecha (DSIAD) también fue mayor en los grados III angiográficos (ANG), aunque mostró más superposiciones.

Comparación entre las variables hemodinámicas en estado basal y durante el estudio

No hubo diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las tres medidas basalmente y durante el estudio: tensión arterial sistólica 144.8 ± 14.3 versus 143.2 ± 19.1 mm Hg ($p=0.291$), tensión arterial diastólica 71.5 ± 11.6 versus 72.2 ± 13.6 mm Hg ($p=0.546$) y frecuencia cardiaca 80.2 ± 11.7 versus 80.3 ± 15.3 latidos por minuto ($p=0.873$).

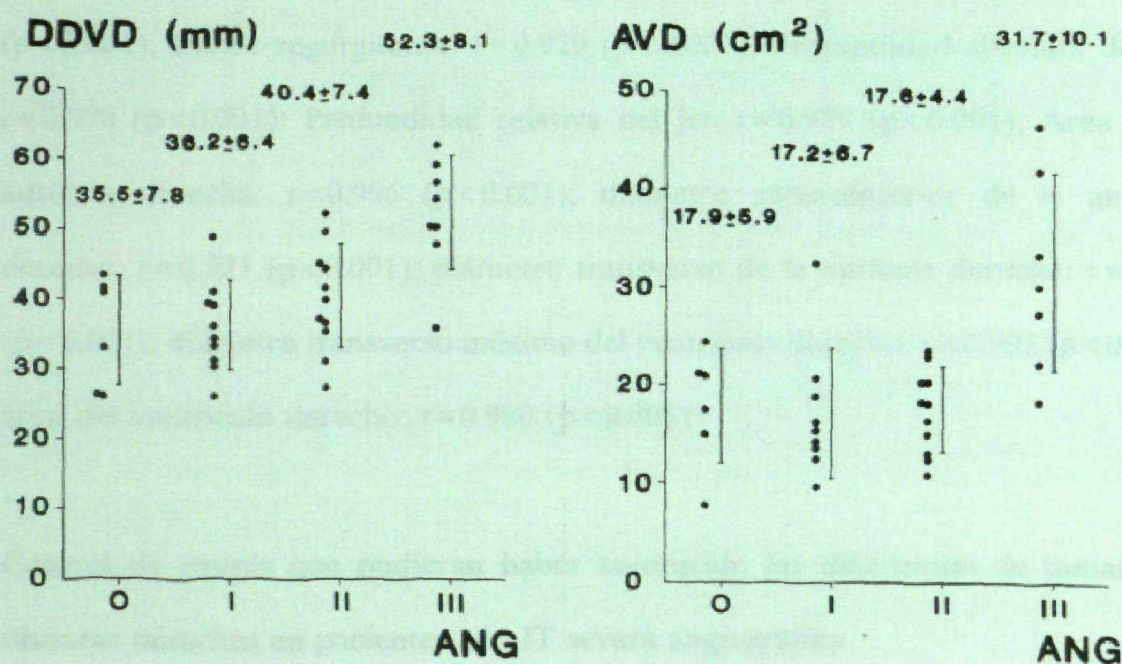


Figura 27.- El diámetro diastólico (DDVD) y el área (AVD) del ventrículo derecho fueron mayores en los grados III angiográficos (ANG), aunque ambos mostraron 3 superposiciones.

Coefficientes de variación de las medidas del jet regurgitante

Todos estuvieron en los límites aceptados (<0.33): Área: 0.23 ± 0.23 ; Profundidad absoluta: 0.18 ± 0.22 ; Índice regurgitante: 0.26 ± 0.24 ; Profundidad relativa: 0.16 ± 0.22 ; Duración: 0.11 ± 0.24 .

Variabilidad inter- e intraobservador

Las correlaciones obtenidas fueron:

Interobservador: Duración del jet: $r=0.990$ ($p<0.001$); Área del jet: $r=0.998$ ($p<0.001$); Índice regurgitante: $r=0.990$ ($p<0.001$); Profundidad absoluta del jet: $r=0.974$ ($p<0.001$); Profundidad relativa del jet: $r=0.969$ ($p<0.001$); Área de la aurícula derecha: $r=0.993$ ($p<0.001$); diámetro súperoinferior de aurícula derecha: $r=0.971$ ($p<0.001$); diámetro transverso de la aurícula derecha: $r=0.988$ ($p<0.001$); máximo eje transverso del ventrículo derecho: $r=0.990$ ($p<0.001$); área del ventrículo derecho: $r=0.960$ ($p<0.001$).

Intraobservador: Duración del jet: $r=0.993$ ($p<0.001$); Área del jet: $r=0.996$ ($p<0.001$); Índice regurgitante: $r=0.929$ ($p<0.001$); Profundidad absoluta del jet: $r=0.996$ ($p<0.001$); Profundidad relativa del jet: $r=0.979$ ($p<0.001$); Área de la aurícula derecha: $r=0.996$ ($p<0.001$); diámetro súperoinferior de la aurícula derecha: $r=0.981$ ($p<0.001$); diámetro transverso de la aurícula derecha: $r=0.990$ ($p<0.001$); diámetro transverso máximo del ventrículo derecho: $r=0.992$ ($p<0.001$); área del ventrículo derecho: $r=0.980$ ($p<0.001$).

Control de causas que pudieran haber favorecido las diferencias de tamaño de cámaras derechas en pacientes con IT severa angiográfica

Se testaron la edad, tiempo de evolución de la cardiopatía y las dimensiones de las cavidades cardíacas izquierdas (Tabla IV, página 60). Se compararon los valores de estos datos en los pacientes con IT grado III angiográfico frente a los de los restantes grados (0, I, y II). No hubo diferencias estadísticamente significativas en ningún caso.

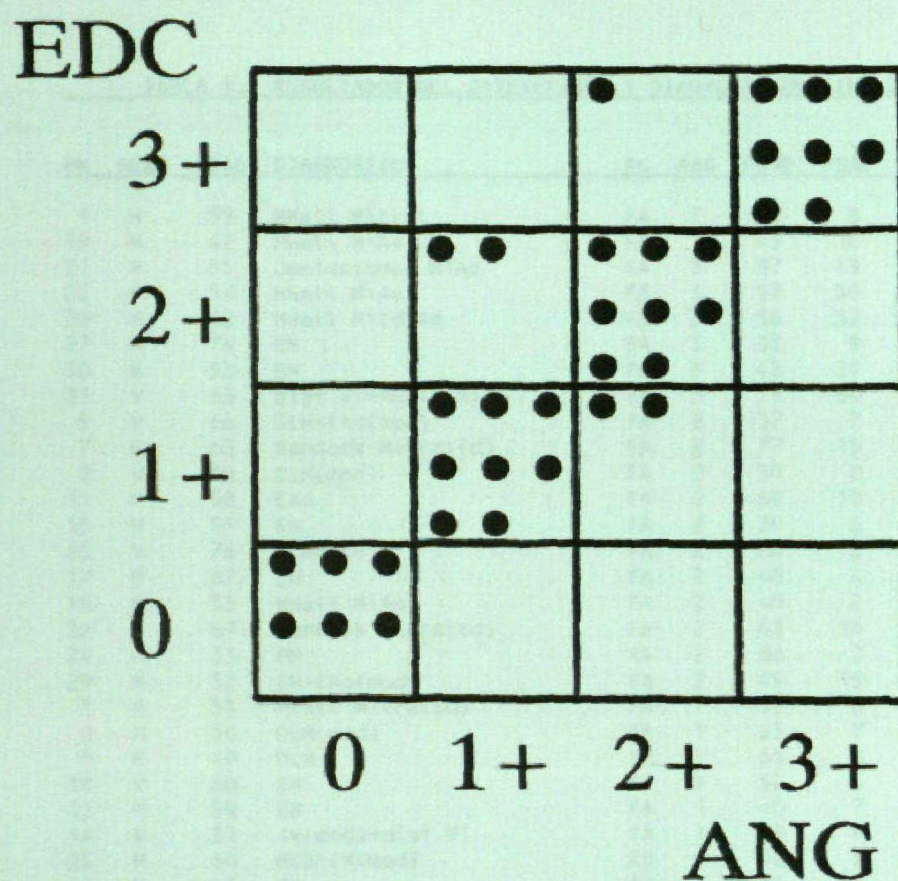


Figura 28.- La escala diseñada por eco Doppler color (EDC) para valorar la IT (ver texto), mostró solo 5 discordancias con la angiografía (ANG).

TABLA 1.- RESULTADOS DEL CATETERISMO Y DIAGNOSTICOS FINALES

PN	SEXO	EDAD	DIAGNOSTICO	RC	ANG	PSVD	PSAD	GRAD
1	M	59	MHall Mitral	FA	3	24	8	18.9
19	M	42	MHall MiAo	FA	3	43	18	27.0
21	M	55	Omniscience MiAo	FA	3	37	13	26.6
23	M	57	MHall MiAo	FA	3	52	30	25.0
26	M	62	MHall Mi(d)Ao	FA	3	56	32	29.1
27	M	74	EM	FA	3	33	9	26.0
30	M	53	EM	FA	3	42	39	8.0
31	V	63	Disf VI+MHall Mi	FA	3	76	60	23.3
5	V	66	DLM+IAo(mod)	FA	2	37	7	31.8
7	M	63	Hancock Mitral(d)	FA	2	77	15	66.7
9	V	60	DLM(mod)	FA	2	50	8	42.3
11	M	58	EAo	FA	2	62	10	52.0
13	V	57	EM	FA	2	30	6	25.5
15	V	76	DLAo+IM	FA	2	70	12	60.0
17	M	67	EM	FA	2	40	4	38.3
18	M	53	MHall MiAo	FA	2	40	2	38.6
22	M	69	Hancock Mitral(d)	FA	2	63	10	56.0
24	M	53	EM	FA	2	86	-2	90.0
29	M	52	EM+EAo(mod)	FA	2	49	15	35.5
3	M	58	MHall Mitral(d)	FA	1	55	6	49.0
2	M	58	DLM(mod)	FA	1	55	7	49.0
8	M	49	DLM	FA	1	65	8	58.3
10	V	60	EM	FA	1	52	5	47.0
12	M	59	EM	FA	1	40	7	37.3
14	V	31	IM(mod)+disf VI	FA	1	32	9	25.7
25	M	60	MCD+IM(mod)	RS	1	52	3	50.7
28	M	41	EM	FA	1	56	3	56.2
34	V	75	EAo(mod)	FA	1	34	6	29.0
35	M	37	EM	FA	1	48	1	50.0
4	V	61	IAo+ Disf VI	RS	0	25	5	23.2
6	V	40	IAo+ IM(mod)	FA	0	27	6	23.4
16	M	78	Hancock Mitral(d)+disf VI	FA	0	40	9	32.0
20	V	27	MCD+IAo(mod)	RS	0	17	-2	21.8
32	V	57	Angell Ao(d)+disf VI	RS	0	39	5	35.0
33	M	58	EM + IM (mod)	FA	0	59	6	54.5

ANG= Grado angiográfico de insuficiencia tricuspide. Angell= Prótesis de Angell. (d)= Prótesis disfuncionante. Disf VI= Disfunción sistólica de ventrículo izquierdo. DLAo= Doble lesión aórtica. DLM= Doble lesión mitral. EAo= Estenosis Aórtica. EM= Estenosis mitral. FA= Fibrilación auricular. GRAD= Gradiente sistólico instantáneo entre aurícula y ventrículo derechos (mm Hg). Hancock= Prótesis de Hancock. IAo= Insuficiencia aórtica. IM= Insuficiencia Mitral. M= Mujer. MCD= Miocardiopatía dilatada. MHall= Prótesis de Medtronic-Hall. MiAo= Prótesis mitral y aórtica. (mod)= Lesión moderada (las restantes lesiones son todas severas, ya que las ligeras no se incluyen en la tabla). Omniscience= Prótesis de Omniscience. PN= Paciente número. PSAD= Presión sistólica en aurícula derecha (mm Hg). PSVD= Presión sistólica en ventrículo derecho (mm Hg). RC= Ritmo cardiaco. RS= Ritmo sinusal. V= Varón.

TABLA II.- PARAMETROS DE LA INSUFICIENCIA TRICUSPIDE POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER COLOR CON Y SIN EL CATETER COLOCADO A TRAVES DE LA VALVULA TRICUSPIDE

PN	ORG	ANG	C A T E T E R					N O C A T E T E R				
			DJ	AJ	IR	PF	PF%	DJ	AJ	IR	PF	PF%
1	N	3	100	11.7	31.1	64.5	100.0	100	10.3	30.1	64.5	100.0
2	N	1	86	3.2	16.1	27.9	52.6	90	2.5	12.3	27.9	52.6
3	N	1	100	2.5	9.4	32.6	61.8	100	3.1	12.4	36.5	68.2
4	N	0	0	0.0	0.0	0.0	0.0	0	0.0	0.0	0.0	0.0
5	N	2	100	7.8	29.7	65.2	100.0	100	8.5	33.0	65.2	100.0
6	N	0	0	0.0	0.0	0.0	0.0	0	0.0	0.0	0.0	0.0
7	N	2	100	13.1	44.0	64.4	100.0	100	12.4	41.6	64.4	100.0
8	N	1	100	10.9	39.0	70.8	82.3	100	9.9	32.0	62.4	73.8
9	N	2	100	5.4	28.0	40.9	79.1	100	5.0	26.0	37.9	74.7
10	N	1	100	3.6	12.0	34.8	63.5	100	3.8	13.8	38.4	67.1
11	S	2	100	7.6	23.9	62.4	100.0	100	8.1	24.7	62.4	100.0
12	N	1	50	1.6	7.1	21.9	38.0	47	1.4	5.9	23.1	35.3
13	N	2	100	4.1	18.4	25.1	47.4	100	3.4	13.2	24.9	44.5
14	N	1	100	1.5	4.9	19.4	29.8	100	2.7	8.9	24.8	39.1
15	N	2	100	8.9	31.9	53.1	81.7	100	9.2	36.1	56.7	89.6
16	N	0	100	0.8	3.1	14.2	19.3	100	1.1	4.4	17.9	23.1
17	N	2	100	4.3	27.1	39.8	85.5	100	4.1	22.8	36.4	80.9
18	N	2	100	8.8	21.8	41.5	57.6	100	9.2	23.2	44.9	62.5
19	S	3	100	30.0	62.0	78.9	100.0	100	30.0	62.0	78.9	100.0
20	N	0	0	0.0	0.0	0.0	0.0	0	0.0	0.0	0.0	0.0
21	S	3	100	24.0	36.2	105.0	100.0	100	25.2	38.0	105.0	100.0
22	N	2	85	2.7	13.8	25.4	38.7	80	2.5	13.3	24.2	36.8
23	S	3	100	46.8	32.0	122.6	91.9	100	46.3	31.7	116.3	88.5
24	S	2	100	9.1	44.3	51.8	100.0	100	9.3	42.6	51.8	100.0
25	N	1	54	2.1	12.6	17.9	40.4	53	2.0	9.6	18.1	35.7
26	S	3	100	21.4	39.3	82.3	99.3	100	20.2	37.1	80.3	98.8
27	N	3	100	13.6	37.8	95.0	91.4	100	12.7	36.9	85.6	86.4
28	N	1	68	1.5	7.5	18.3	31.9	79	1.8	9.3	19.0	34.6
29	N	2	100	17.1	59.3	69.0	98.7	100	19.8	68.8	68.6	99.6
30	S	3	100	57.4	85.9	90.2	100.0	100	55.9	83.6	85.5	98.8
			84.8	10.7	25.9	47.8	66.4	85.0	10.7	25.8	47.4	66.4
			±31.7	±13.6	±20.4	±32.3	±34.4	±31.7	±13.4	±20.5	±30.6	±33.8

AJ= Area del jet (cm²). DJ= Duración del jet (% del intervalo sistólico en que está presente). IR= Índice Regurgitante (%). ORG= Enfermedad orgánica tricúspide. PF= Profundidad absoluta del jet (mm). PF%= Profundidad relativa del jet (% del diámetro súpero inferior de la aurícula derecha que alcanza). Otras abreviaturas, como en Tabla I.

TABLA III.- RESULTADOS DE LA VALORACION DE LA INSUFICIENCIA TRICUSPIDE POR ANGIOGRAFIA Y POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER COLOR

PN	RC	FC	ANG	ORG	DJ	AJ	IR	PF	PF%	AAD	DSI	DTAD	DDVD	AVD
1	FA	84	3	N	100	10.3	30.1	64.5	100.0	34.3	64.5	61.1	50.6	22.6
19	FA	70	3	S	100	30.0	62.0	78.9	100.0	44.4	78.9	57.0	50.8	33.8
21	FA	75	3	S	100	25.2	38.0	105.0	100.0	66.2	105.0	71.9	54.4	27.6
23	FA	72	3	S	100	46.3	31.7	116.3	88.5	146.0	131.3	141.0	62.1	----
26	FA	90	3	S	100	20.2	37.1	80.3	98.8	54.5	95.9	66.0	47.9	30.4
27	FA	75	3	N	100	12.7	36.9	85.6	86.4	35.2	101.6	44.5	36.2	18.6
30	FA	90	3	S	100	55.9	83.6	85.5	98.8	66.8	86.5	76.4	57.0	46.9
31	FA	60	3	N	100	42.9	58.4	109.2	99.6	73.6	109.7	73.7	59.5	42.0
5	FA	60	2	N	100	8.5	33.0	65.2	100.0	25.7	65.2	46.0	44.5	20.6
7	FA	105	2	N	100	12.4	41.6	64.4	100.0	29.9	64.4	41.3	37.1	16.6
9	FA	84	2	N	100	5.0	26.0	37.9	74.7	19.1	53.8	51.9	40.3	23.3
11	FA	100	2	S	100	8.1	24.7	62.4	100.0	32.8	62.4	49.3	31.4	12.6
13	FA	90	2	N	100	3.4	13.2	24.9	44.5	25.8	53.6	46.9	52.4	23.9
15	FA	75	2	N	100	9.2	36.1	56.7	89.6	25.7	68.7	44.8	45.1	18.3
17	FA	90	2	N	100	4.1	22.8	36.4	80.9	127.7	45.3	40.0	37.8	13.3
18	FA	90	2	N	100	9.2	23.2	44.9	62.5	39.7	72.0	46.6	49.9	20.6
22	FA	75	2	N	80	2.5	13.3	24.2	36.8	19.3	65.4	30.7	27.9	10.7
24	FA	60	2	S	100	9.3	42.6	51.8	100.0	21.9	51.8	39.9	35.7	18.5
29	FA	75	2	N	100	19.8	68.8	68.6	99.6	28.8	68.8	42.5	41.8	15.2
3	FA	108	1	N	100	3.1	12.4	36.5	68.2	24.9	51.2	45.9	41.1	19.0
2	FA	96	1	N	90	2.5	12.3	27.9	52.6	20.2	62.1	25.0	31.5	12.6
8	FA	60	1	N	100	9.9	32.0	62.4	73.8	31.1	82.7	39.1	33.5	20.8
10	FA	80	1	N	100	3.8	13.8	38.4	67.1	30.3	61.5	50.6	39.3	----
12	FA	60	1	N	47	1.4	5.9	23.1	35.3	23.5	64.1	35.7	30.4	13.6
14	FA	75	1	N	100	2.7	8.9	24.8	39.1	30.7	65.6	55.3	48.9	32.7
25	RS	96	1	N	53	2.0	9.6	18.1	35.7	20.0	44.2	35.2	34.6	14.5
28	FA	90	1	N	79	1.8	9.3	19.0	34.6	18.8	55.0	42.8	26.3	9.6
34	FA	84	1	N	72	2.2	10.0	23.3	44.2	21.9	54.8	48.3	39.8	16.4
35	FA	60	1	N	74	3.4	23.3	36.4	76.1	15.2	52.0	32.5	36.4	15.4
4	RS	60	0	N	0	0.0	0.0	0.0	0.0	17.4	45.7	32.9	43.3	21.3
6	FA	108	0	N	0	0.0	0.0	0.0	0.0	17.5	48.1	40.6	42.1	21.0
16	FA	60	0	N	100	1.1	4.4	17.9	23.1	24.0	77.1	31.6	26.3	15.1
20	RS	105	0	N	0	0.0	0.0	0.0	0.0	10.5	37.3	40.0	26.7	17.6
32	RS	75	0	N	8	0.7	6.5	9.0	18.3	13.4	52.9	29.0	41.1	24.6
33	FA	75	0	N	83	1.2	7.4	30.3	52.7	17.9	56.9	33.3	33.4	7.9

AAD= Area de la aurícula derecha (cm²). AVD= Area del ventrículo derecho (cm²). DDVD= Diámetro diastólico transverso máximo del ventrículo derecho (mm). DSI= Diámetro súpero inferior de la aurícula derecha (mm). DTAD= Diámetro transverso de la aurícula derecha (mm). FC= Frecuencia cardíaca. Otras abreviaturas, como en tablas I y II.

DISCUSION

EFECTO DEL CATHETER SOBRE LA COMPETENCIA DE LA VALVULA

TABLA IV.- PARAMETROS QUE PODRIAN HABER INFLUIDO EN EL TAMAÑO DE LAS CAVIDADES CARDIACAS DERECHAS

ANG	EDAD	EVOL	DDVI	DSIAI	DTAI	AAI
3	58.1±9.2	22.3±4.4	50.9±6.6	89.6±22.5	62.5±20.0	58.7±33.8
2	61.3±7.7	19.3±7.5	55.4±7.5	73.1±12.2	58.7±4.3	42.8±11.6
1	52.8±13.2	21.6±19.4	55.7±12.0	68.9±8.6	56.6±13.2	38.7±15.0
0	53.5±17.7	14.0±11.4	59.7±8.3	71.9±16.0	56.4±22.7	33.9±17.2
	p=NS	p=NS	p=NS	p=NS	p=NS	p=NS

AAI= Area de la aurícula izquierda (cm²). ANG= Grado angiográfico de Insuficiencia Tricúspide. DDVI= Diámetro diastólico del ventrículo izquierdo (mm). DSIAI= Diámetro súperoinferior de la aurícula izquierda (mm). DTAI= Diámetro transverso de la aurícula izquierda (mm). EVOL= Tiempo de evolución de la cardiopatía (años). p=NS: No diferencias significativas (las comparaciones se llevaron a cabo entre los valores correspondientes al grupo con Insuficiencia Tricúspide de grado 3 angiográfico y los de los otros tres grupos).

B) Comparación con trabajos previos

La hipótesis de IT inducida por el catéter ha sido sostenida en la literatura por tres trabajos. En el primero (1964), Sabes et al (16) cateterizaron la vena Tricúspide en 4 pacientes con una técnica de punción y cateterización a través de la vena y como resultado de la cateterización se observó un aumento de la IT. En el segundo trabajo (1974), Sabes et al (17) cateterizaron la vena Tricúspide en 10 pacientes con una técnica de punción y cateterización a través de la vena y como resultado de la cateterización se observó un aumento de la IT. En el tercer trabajo (1974), Sabes et al (18) cateterizaron la vena Tricúspide en 10 pacientes con una técnica de punción y cateterización a través de la vena y como resultado de la cateterización se observó un aumento de la IT.

DISCUSION

EFFECTO DEL CATETER SOBRE LA COMPETENCIA DE LA VALVULA TRICUSPIDE

A) Razonamiento de los resultados

El primer hallazgo de esencial importancia en este estudio era la ausencia de cambios significativos en los parámetros de Doppler color de IT antes y después de retirar el catéter del ventrículo derecho, en concordancia con nuestros hallazgos preliminares (99-101). Como hemos señalado en la Introducción, hay una serie de factores tanto hemodinámicos como del equipo que influyen en la apariencia final del jet codificado en Doppler color, además del volumen regurgitante. En este estudio, el tamaño de la cámara receptora obviamente no variaba, las condiciones del aparato no se modificaban, incluyendo la posición del transductor y, finalmente, las condiciones hemodinámicas se asumía que se mantenían constantes, dado el breve intervalo de tiempo utilizado para retirar el catéter (4-8 segs). Así pues, se concluye que la ausencia de variaciones significativas en el tamaño y duración del jet codificado en color -con y sin el catéter colocado a través de la válvula- refleja la no existencia de cambios en la severidad de la IT inducidos por el catéter.

B) Comparación con trabajos previos

La hipótesis de IT inducida por el catéter ha sido sostenida en la literatura por tres trabajos. En el primero (1964), Sobol et al (6) estudiaron la válvula Tricúspide en 4 pacientes con una técnica de dilución usando hidrógeno ó ácido ascórbico como indicadores y un catéter 9F con electrodos de platino. En dos pacientes, que estaban diagnosticados de enfermedad de Roger, no había IT. En los dos restantes -con diagnóstico de comunicación interventricular- sí se registró IT, y fueron

considerados como falsos positivos ya que al inyectar posteriormente hidrógeno gaseoso a través de la comunicación interventricular, no se apreciaba regurgitación. En el segundo estudio (1968), Cairns et al (7) encontraron IT en 31 casos de un total de 135 ventriculografías derechas técnicamente correctas realizadas en pacientes con cardiopatías congénitas ó reumáticas. Veintidós eran considerados como falsos positivos por no encontrarse datos de IT en la exploración clínica (21 casos) ó en la cirugía (1 caso). En el tercero (1991), Stewart et al (9), encontraron una incidencia de IT inducida por catéter del 28% usando Doppler color con una modificación del método de Miyatake para valorar la severidad de la IT; su población eran 25 pacientes, de los cuales 5 tenían valvulopatía izquierda, 7 padecían cardiopatía isquémica y 13 no tenían diagnóstico especificado.

En los dos primeros estudios, probablemente existía verdadera IT inducida por catéteres que eran más antiguos y por tanto más rígidos que los usados actualmente. Sin embargo, hay que añadir que Cairns et al usaban los hallazgos clínicos como patrón de referencia para descartar la existencia de IT basal, un marcador que podría no ser suficientemente sensible. En el tercer estudio, el catéter era colocado en la arteria pulmonar, ya que su intención era validar la técnica para el cálculo del gasto cardiaco. Esta posición quizá no sea la ideal para evitar la interferencia del catéter con la válvula, ya que debe ser acodado en el ventrículo derecho para dirigirlo hacia la arteria pulmonar, y esto condiciona su colocación con respecto a la Tricúspide. Además, había un intervalo de 1.5 ± 0.3 días entre las exploraciones realizadas con y sin el catéter, y podrían existir fluctuaciones del estado hemodinámico que modificaran la importancia de la IT.

Hasta el momento, tres estudios han sugerido que no existe interferencia del catéter con el mecanismo de cierre de la válvula Tricúspide. Cha et al (10), utilizando un catéter ventricular derecho especialmente preformado, encontraron IT

ligera en 1 solo caso de un total de 30 ventriculografías derechas realizadas a sujetos normales. Ubago et al (11) estudiaron 69 pacientes que incluían casos normales y cardiopatías no reumáticas, encontrando regurgitación angiográfica solo en los dos únicos pacientes que presentaban hallazgos clínicos sugestivos de IT. Finalmente, Shandling et al (12) estudiaron 37 pacientes que eran sometidos a cateterismo por sospecha de enfermedad coronaria y que no presentaban datos clínicos de IT. Encontraron regurgitación por Doppler continuo en el 27% de los casos con un catéter-balón 7F colocado a través de la válvula Tricúspide en el ventrículo derecho; tras retirar el catéter no se apreció desaparición de la señal de regurgitación por Doppler continuo ni cambios en la profundidad que ésta alcanzaba en la aurícula derecha mapeando con Doppler pulsado en ningún caso.

Así pues, estos trabajos ya apuntaban la posibilidad de que no existiera IT artefactual en la ventriculografía derecha. Sin embargo, en nuestra opinión, era preciso realizar comprobar este hecho por varias razones. Primera, porque los trabajos citados habían sido realizados con poblaciones con corazones normales (10,11) o cardiopatías no reumáticas (11,12). Así pues, la incidencia de IT era muy baja y, cuando existía, era de poca importancia. En cambio, en nuestra serie, dados los criterios de inclusión en el protocolo, se abarcaba el espectro completo de severidad de la IT y pudimos demostrar no solo la ausencia de regurgitación inducida por el catéter, sino también que el catéter no aumentaba la severidad de la IT cuando ésta ya estaba presente basalmente. Este dato es importante, puesto que implica que se valida la ventriculografía derecha en la misma población en la que se precisa valorar la severidad de la IT. La segunda razón para este estudio preliminar era descartar la hipótesis de que la afectación orgánica de la válvula Tricúspide -presente en 7 de nuestros casos- puede favorecer la interferencia del catéter con el cierre de la válvula (8). Finalmente, ninguno de los estudios previos

había realizado esta investigación explorando las dos situaciones con Doppler color en un mínimo intervalo de tiempo (4-8 seg).

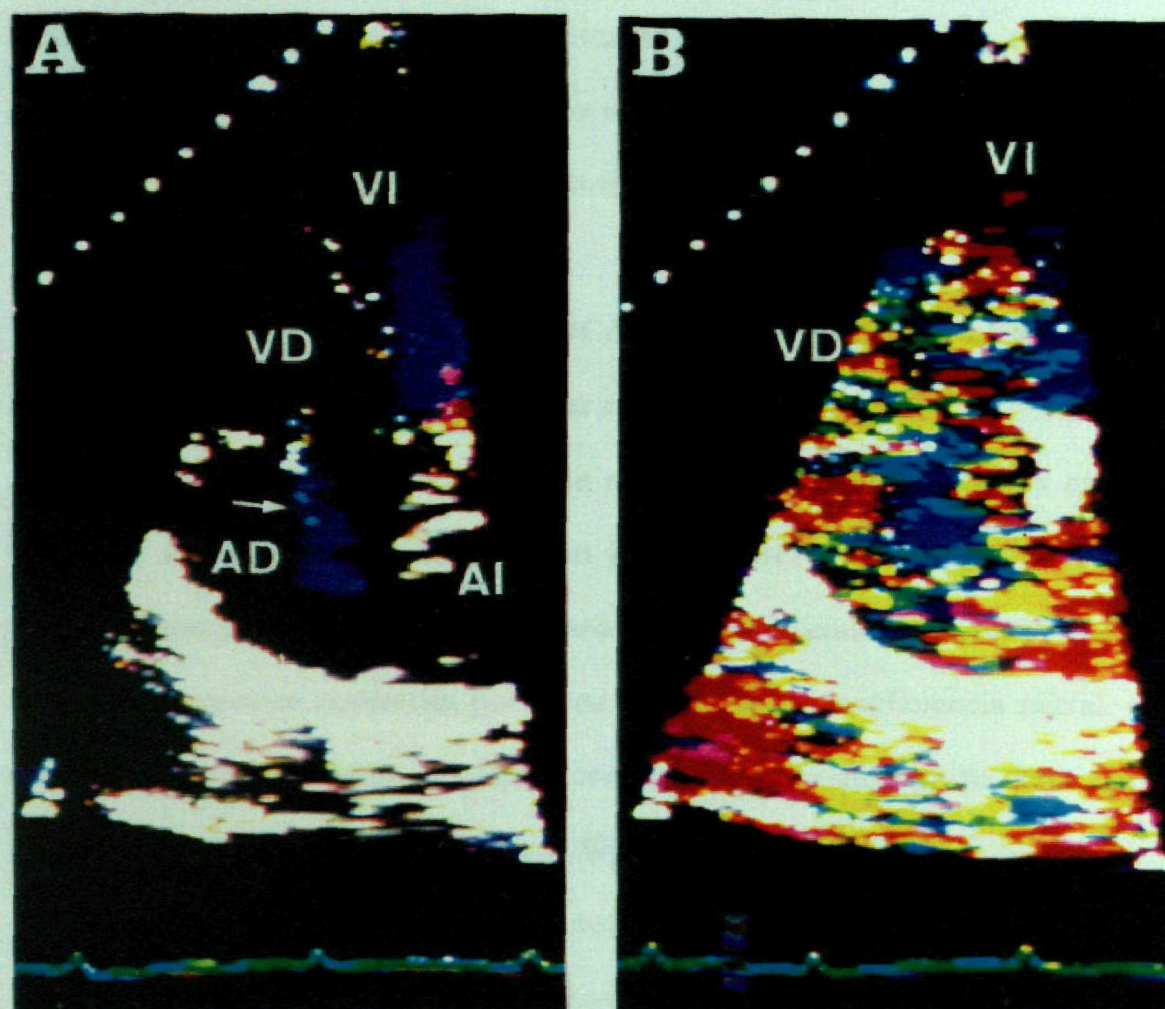


Figura 29.- A: Jet de IT ligera (flecha). B: Durante la angiografía el contraste induce reverberaciones que impiden el análisis del jet. **Abreviaturas,** como figuras previas.

C) Limitaciones

Se ha dicho que, durante la inyección, podrían resultar modificadas la flexibilidad y posición del catéter (12) alterándose su relación con la válvula. Desafortunadamente, no se ha podido testar este aspecto directamente ya que el contraste angiográfico inducía fuertes reverberaciones en la señal de color (Fig 29). Por otra parte, la demostración previa de que incluso una inyección de salino aumenta las dimensiones de los jets regurgitantes en Doppler color (102) nos llevó

a evitar la investigación de este hecho inyectando otro tipo de fluido en sustitución del contraste angiográfico. De todos modos, en nuestro estudio, no observamos desplazamientos significativos del catéter en las angiografías. Por otra parte, la insignificante incidencia de regurgitación encontrada por otros autores en pacientes sin evidencia clínica de IT (10,11) va en contra de esta hipótesis.

VALORACION DE LA IT POR ECOCARDIOGRAFIA DOPPLER COLOR

A) Análisis de los datos de eco Doppler color

El parámetro de Doppler color que mejor separaba los diferentes grupos de severidad angiográfica era el **área del jet**, que presentaba el menor grado de superposición. Este dato confirma nuestros hallazgos iniciales (103,104) y concuerda con trabajos previos realizados por otros autores sobre insuficiencia mitral, en los que el área del jet obtenía la mejor correlación con la angiografía, tanto por vía transtorácica (3) como transesofágica (59).

La **profundidad absoluta del jet** presentaba una superposición entre grupos ligeramente superior, y su mayor efectividad era separar los grados angiográficos moderado y severo. Una inspección de los datos (Tabla III, Figs 21 y 26) sugiere que esta propiedad puede deberse a los mayores diámetros súperoinferiores presentes en las aurículas derechas de los casos severos: el valor más alto registrado en los casos moderados era de 72.7 mm, de manera que los jets no podían extenderse más de esta distancia. Sin embargo, todos excepto uno de los pacientes con IT severa tenían jets más largos.

La **profundidad relativa del jet** y el **Índice de Regurgitación** -parámetros obtenidos tras corregir el tamaño del jet para el de la aurícula derecha- eran claramente menos útiles que los valores absolutos, al mostrar una mayor superposición entre todos los grupos e incluso no alcanzando significación

estadística entre los casos moderados y severos. El concepto de Índice de Regurgitación (área del jet dividido por área de la cámara receptora) parte básicamente de dos trabajos realizados en insuficiencia mitral y Tricúspide (2,63) por el mismo grupo de autores, en los que encontraban que este índice ofrecía la mejor correlación con la angiografía en la insuficiencia mitral (2) y con la palpación del chorro regurgitante por el cirujano en el caso de la IT (63). Sin embargo, estos hallazgos no se han reproducido en otros trabajos de insuficiencia mitral (3,59,60) ni en el presente estudio. La razón para ello puede ser la heterogeneidad de las cámaras receptoras: si nosotros hemos encontrado que el aumento del área de la aurícula derecha es un marcador de IT severa, se deduce que al dividir el área del jet por el área de la aurícula derecha los casos severos serán divididos por un denominador mayor, y tenderán a igualar los valores del Índice Regurgitante entre los grupos moderados y severos. En el trabajo realizado sobre insuficiencia mitral (2), la etiología más frecuente era la cardiopatía isquémica (42%), cuya presencia puede ser causa de que haya cirugía correctora ó muerte antes que en las valvulopatías puras. Es posible que las insuficiencias mitrales de estos pacientes tengan más corta evolución que otras y menos tiempo para hacer dilataciones de aurícula izquierda. Desde el punto de vista teórico, el cálculo del Índice Regurgitante trata de compensar la influencia de la cámara receptora en el tamaño final del jet (71), según explicamos en la Introducción. Pero, según vimos en el mismo apartado, son varios los factores que influyen en el tamaño final del jet regurgitante, siendo el más importante de ellos el gradiente regurgitante. Según estos datos, en caso de realizar algún tipo de corrección del área del jet para algún parámetro, debería hacerse para este gradiente, que se puede medir con Doppler continuo; desgraciadamente, esto no sería posible sistemáticamente en insuficiencias ligeras, en las que no siempre se puede obtener una señal adecuada y lo más

prudente es limitarlo a la separación de grados moderados y severos, como proponemos más adelante.

Basándonos en la experiencia clínica, se esperaba que las **cámaras cardíacas derechas** fueran mayores en los casos severos. El análisis de los datos sostenía esta hipótesis, mostrando valores significativamente mayores en los casos angiográficamente severos para todas las dimensiones analizadas. De ellas, el área y el diámetro transversal de aurícula derecha presentaban la menor superposición entre grupos. Obviamente estos hallazgos reflejaban la condición crónica de nuestros pacientes, y probablemente no serán útiles en la valoración de la IT aguda. Además, hay que tener en cuenta si existen otras causas de crecimiento de cavidades derechas. Finalmente, hay que prestar especial atención a los pacientes a quienes se haya corregido por cirugía una IT severa previamente existente, ya que podrían conservar la dilatación de la aurícula derecha a pesar de que la IT actual sea poco importante. Excluidas estas posibilidades, el tamaño de las cavidades derechas puede proporcionar al observador experimentado una rápida referencia sobre la presencia ó no de IT severa.

B) Controles de seguridad del estudio.

Todos los parámetros de eco Doppler color tuvieron **coeficientes de variación** satisfactorios, por debajo de 0.33, considerándose que la dispersión era aceptable en cada caso. Sin embargo, conviene señalar que hubo variabilidades de hasta un 23% y un 26% para el área del jet y el Índice Regurgitante, respectivamente. Esto se debía probablemente a la alta incidencia de fibrilación auricular en nuestra serie (88.6%) y habla en favor de la precaución adoptada al utilizar el promedio de 10 ciclos cardíacos en vez de 5 ó 6, como suele ser habitual en la literatura.

Las **correlaciones inter- e intraobservador** fueron satisfactorias, siendo máximas

para el área del jet y el área de la aurícula derecha, lo que refuerza el valor de estos datos de cara a su futura utilización para valorar la severidad de la IT. En este punto es preciso señalar que Castello et al (60) propusieron medir únicamente la zona del jet que mostraba turbulencia por estar mejor definida y disminuir la variabilidad inter- e intraobservador. Sin embargo, la mayoría de los trabajos previos que han estudiado las dimensiones del jet regurgitante en la cámara receptora han obtenido variabilidades muy bajas utilizando el área total del jet, incluyendo las zonas periféricas de baja velocidad, tal y como se ha hecho en este trabajo.

Las determinaciones de frecuencia cardíaca y TA no fueron estadísticamente diferentes durante el estudio y 24 horas antes, en estado basal. El hecho de realizar simultáneamente el cateterismo y el eco Doppler excluía la posibilidad de cambios hemodinámicos entre ambas exploraciones, pero nos llevaba a efectuar una exploración no invasiva en condiciones invasivas. Dado que el método de valoración de la IT que aquí se obtuviera se ha de utilizar en clínica en condiciones basales, y que se ha comprobado *in vitro* la relación inversa entre frecuencia cardíaca (105) y tamaño del jet, esta comprobación era obligada.

El tamaño de las cavidades derechas fue mayor en casos de IT severa que en los restantes. Sin embargo, era preciso demostrar que no había sido favorecido por otras variables intercurrentes. Así, los casos de más larga evolución hubieran tenido más tiempo para sufrir dilatación de cavidades derechas. Otro dato importante era el tamaño de las cavidades izquierdas. El aumento de dimensiones de éstas en sentido transversal podría haber efectuado compresión sobre las derechas, impidiendo su crecimiento; de haber sucedido esto fundamentalmente en los casos de IT moderada, podría argumentarse que este factor contribuyó a evitar que las cámaras derechas se hubieran dilatado tanto en estos casos como en los severos. Por otra parte, un aumento del diámetro súpero inferior de la aurícula izquierda podría ser causa de

un incremento del mismo diámetro en la aurícula derecha, ya que ambas comparten el septo interauricular. Todos estos datos fueron testados estadísticamente, no encontrándose diferencias significativas entre los casos de IT severa y los restantes. De este modo concluimos que, en la población analizada, no existían otras causas que explicaran el mayor tamaño de las cavidades cardíacas derechas en los casos de IT de grado III angiográfico, aparte de la severidad de esta valvulopatía.

C) Análisis de las discordancias entre la escala de eco Doppler color y la angiografía

En base a los resultados, se diseñó una **clasificación para la severidad de la IT** basada en el área del jet y combinada con el área de la aurícula derecha para discriminar mejor los casos severos de los moderados. Se obtuvo una alta correlación con la angiografía ($r=0.924$; $p<0.001$), con 5 discordancias de un grado (14%) (Fig 28).

Entre los grados II y III hubo una sola discrepancia con esta clasificación (paciente 29), siendo estimado el caso como grado II angiográfico y III por eco Doppler color. No existía una explicación evidente para esta discordancia.

El mayor número de discrepancias se dio entre los grupos angiográficos I y II, con 4 de las 5 totales. Dos casos (pacientes 13 y 22) eran valorados como grado II por angiografía y I por eco Doppler color. El primero de ellos tenía el menor gradiente sistólico entre las cámaras derechas de todos los que eran grado II angiográfico. En el otro caso (Fig 23) la expansión del jet estaba limitada, ya que se dirigía contra el septo interauricular. Los otros dos casos (pacientes 8 y 10) eran valorados como grado I por angiografía y II por eco Doppler color. El primero tenía el mayor gradiente sistólico entre el ventrículo y la aurícula derechos de su grupo angiográfico, y esto pudo ser la causa de que el jet regurgitante por Doppler color fuera mayor de lo esperado. En el segundo caso, el jet se deslizaba por la pared

lateral de la aurícula derecha. Como se ha explicado previamente, en estas circunstancias, el efecto Coanda podría ocasionar un aumento del área del jet (75). En conclusión, aunque las discordancias podrían ser explicadas en parte por las limitaciones del Doppler color que ya conocemos, parece evidente que es

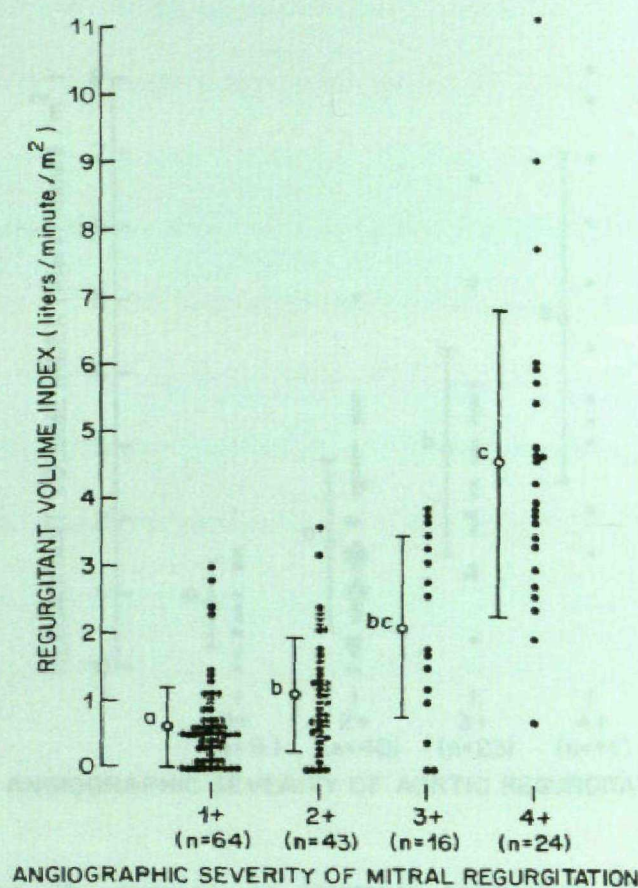


Figura 30.- Ausencia de diferencias significativas en los volúmenes regurgitantes estimados por cateterismo entre los grados angiográficos II-III y III-IV en insuficiencia mitral (Croft et al (58)).

difícil la separación con eco Doppler color de los

casos que presentan IT de grado ligero y moderado angiográfico. Ya que 2 de estos 4 casos tenían áreas de jet entre 3 y 4 cm², parece aconsejable evaluar las áreas de jets en este rango como grado ligero-moderado para evitar errores en casos futuros. Además, el tener en cuenta que los jets que se estrellan en una pared ó los que se deslizan por ella son menos predecibles que los que se expanden libremente (73-75) mejorará el rendimiento del eco Doppler color en la valoración de la IT.

No es prudente finalizar este apartado sin antes mencionar que la angiografía también tiene sus limitaciones. Así, Croft et al (58) observaron que el volumen regurgitante determinado por cateterismo en las insuficiencias mitral y aórtica, no era significativamente diferente entre todos los grados angiográficos (Figs 30 y 31), encontrando que el tamaño de las cavidades ó la proyección usada podían alterar

los resultados. Sin embargo, a pesar de estos datos, pensamos que la angiografía tiene la innegable ventaja de haber sido el método de elección durante muchos años para la valoración cualitativa de las regurgitaciones valvulares. De esta manera se han venido tomando decisiones terapéuticas en

base a ella, acumulándose una gran experiencia en el

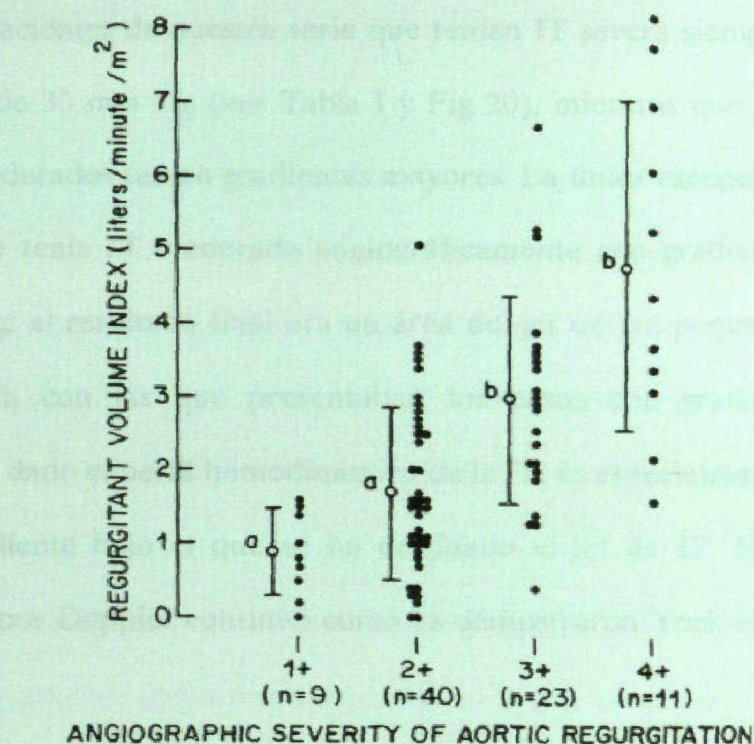


Figura 31.- Ausencia de diferencias significativas entre los volúmenes regurgitantes estimados por cateterismo de los grados I-II y III-IV de insuficiencia aórtica (Croft et al (58)).

ulterior seguimiento de pacientes. Esta ha sido la razón por la que -al igual que otros autores (2-4,54-57,59-61,68,85,86)- la hemos utilizado como patrón de referencia.

D) Influencia del gradiente regurgitante en el tamaño de los jets

Para conocer las condiciones hemodinámicas bajo las cuales se formaban los jets, se investigaron las presiones registradas en los cateterismos. Los gradientes sistólicos máximos instantáneos entre el ventrículo y la aurícula derechos eran más bajos en los casos que eran grado III angiográfico en comparación con los grados I y II, probablemente debido a que presentaban presiones sistólicas más altas en la aurícula derecha. Dada la influencia del gradiente de presión en el tamaño del jet (69,70), es posible que pacientes con IT moderada muestren jets con áreas en rango

de IT severa si tienen altos gradientes entre las cámaras derechas. Puede ser útil entonces observar que los pacientes de nuestra serie que tenían IT severa siempre tenían gradientes menores de 30 mm Hg (ver Tabla I y Fig 20), mientras que los casos angiográficamente moderados tenían gradientes mayores. La única excepción era el caso número 13, que tenía IT moderada angiográficamente con gradiente regurgitante de 25.5 mm Hg; el resultado final era un área del jet de tan pequeño tamaño, que se superponía con las que presentaban los casos con grado I angiográfico. En conclusión, dado el perfil hemodinámico de la IT, es especialmente importante conocer el gradiente bajo el que se ha originado el jet de IT. Este gradiente puede estudiarse por Doppler continuo como ya demostraron Yock et al (29).

E) Escala final sugerida para la valoración de la IT

De lo expuesto en esta discusión, se desprende que un esquema útil para la valoración de la IT crónica secundaria a valvulopatía izquierda por eco Doppler color estaría basado en el área del jet regurgitante (AJ), y sería complementado por el gradiente regurgitante y el área de la aurícula derecha para facilitar la distinción entre casos moderados y severos:

AJ = <3 cm².....IT ligera

AJ = 3-4 cm².....IT ligera-moderada

AJ = 4.1-10 cm².....IT moderada

AJ = 10.1-15.0 cm²:.....Area de aurícula derecha mayor de 34 cm² y/ó un gradiente regurgitante menor de 30 mm Hg van en favor de IT severa. Asimismo, una dilatación marcada del ventrículo derecho sugiere IT severa. En aquellos casos en los que el aumento de la aurícula derecha pudiera deberse a otras causas, el

gradiente regurgitante será el dato fundamental.

AJ = > 15 cm².....IT severa

Debe entenderse, sin embargo, que esta clasificación es una guía para usar siempre en conjunto con la clínica, y que existen otros datos de eco Doppler que pueden ser de utilidad (ver Introducción y Limitaciones). Además, deben recordarse siempre las limitaciones existentes cuando el jet interacciona con la pared auricular.

F) Comparación con trabajos previos

En trabajos previos que estudiaban la IT por ecocardiografía Dopler color (61,63,64), los intervalos de tiempo con las técnicas usadas como referencia iban desde 1 día (64) hasta 14 (63). Esto podría haber permitido que hubiera cambios hemodinámicos entre las dos exploraciones, sobre todo si se hacían deplecciones de volumen con tratamiento diurético, cosa que no se especificaba en ningún caso. En este trabajo hemos evitado esta potencial fuente de error realizando las dos exploraciones con intervalos menores de 10 minutos en todos los casos.

Miyatake et al (55) estudiaron con ecocardiografía y Doppler pulsado 62 pacientes consecutivos con sospecha de IT en base a la evaluación clínica, usando la ventriculografía derecha como referencia, con una escala de 4 grados de severidad angiográfica. Obtuvieron coeficientes de correlación de 0.75 y 0.74 para la longitud y área del jet, respectivamente, desde un plano 4 cámaras apical. Estas correlaciones eran más bajas que las obtenidas en nuestra serie, probablemente debido a la mayor exactitud del Doppler color para delimitar los límites de los jets. Por otra parte, mapear con Doppler pulsado es -obviamente- más complicado que hacerlo con Doppler color, y requiere más tiempo para su realización.

Suzuki et al (61) testaron la clasificación previamente diseñada por Omoto (62)

basada en la profundidad que alcanzaba el jet, y encontraron una buena correlación entre el eco Doppler color desde el plano 4 cámaras apical y la ventriculografía derecha en 14 pacientes, usando una escala de tres grados de severidad. La incidencia de discordancias entre ambas técnicas fue de 29%, el doble que en nuestro caso, aunque hay que reseñar el carácter prospectivo de este trabajo. Sin embargo, más importantes nos parecen las limitaciones derivadas de una muestra pequeña en la que solo había un caso con IT angiográficamente severa.

Chopra et al (63) compararon la severidad de la IT valorada por eco Doppler color con la que se estimaba por palpación intraoperatoriamente, en 90 pacientes sometidos a implantación de prótesis mitral y/ó aórtica. Encontraron que un Índice de Regurgitación igual ó mayor de 34% detectaba "IT significativa que requería anuloplastia" -según el cirujano- con una sensibilidad del 96% y una especificidad del 95%. Este parámetro era superior al área del jet. Nuestras críticas a este trabajo se basan fundamentalmente en el patrón de referencia usado por tres razones. 1)La valoración de la IT por palpación intraoperatoria está sujeta a las variaciones que puedan ocurrir en el estado hemodinámico durante la cirugía. 2)Solo un cirujano realizaba la valoración intraoperatoria siendo ésta una técnica muy subjetiva, ya que la estimación suele hacerse en base a la extensión del dedo del cirujano que es alcanzada por el chorro de sangre regurgitante. 3)De la descripción hecha se deduce que esta técnica la utilizaban para separar los casos ligeros de los restantes; por tanto, no se proporcionaban datos para la separación de los casos moderados de los severos que, para algunos autores, son tributarios de diferentes técnicas quirúrgicas, como se vio en la Introducción. Finalmente, hay que reseñar que en este trabajo había un intervalo de hasta 14 días en un 33% de los casos estudiados como ya se explicó anteriormente.

Mügge et al (64) estudiaron 40 pacientes 13 ± 2 meses tras un transplante cardiaco

ortotópico. Compararon los hallazgos de eco Doppler color con una técnica de termodilución, encontrando excelentes correlaciones utilizando la longitud y el área del jet, así como el Índice Regurgitante (0.79, 0.84 y 0.89, respectivamente). Sin embargo, estos hallazgos probablemente no son extrapolables a pacientes con IT secundaria a valvulopatía izquierda, en los que hay un rango amplio de presiones pulmonares y, en consecuencia, de gradientes sistólicos entre ventrículo y aurícula derechos. Probablemente ninguno de sus casos había desarrollado hipertensión pulmonar, dada la ausencia de rechazo en las biopsias practicadas. De este modo, los gradientes regurgitantes serían muy homogéneos en todos los casos y se evitaría una potencial causa de error, pues el tamaño del jet codificado en Doppler color pasaría a depender en mayor medida del volumen regurgitante, que es el indicador real de la severidad de la insuficiencia.

G) Limitaciones

1) Este estudio se ha realizado tras corregir los episodios de insuficiencia cardiaca con tratamiento diurético. Quizás estos hallazgos no puedan ser extrapolados a pacientes con insuficiencia cardiaca no corregida. En estos casos es posible encontrar jets de IT más grandes por Doppler color debido a la presencia de mayores volúmenes regurgitantes así como a presiones de regurgitación más elevadas.

2) No hemos expuesto datos de función sistólica del ventrículo derecho, ya que - tras revisar la literatura- hemos apreciado que no existe un método unánimemente aceptado para analizarla, debido a la complejidad geométrica de esta cámara.

3) Dado que era un estudio simultáneo con el Cateterismo, se diseñó el protocolo estudiando el jet de IT únicamente desde un plano, para evitar prolongar excesivamente el tiempo de cateterización. Se escogió el 4-cámaras apical ya que, en nuestra experiencia, proporciona la mejor visualización del jet de IT. La excelente

correlación obtenida con la angiografía y el hecho de que solo un caso fuera excluido por mala ventana confirman esta hipótesis.

4) Se prefirió como patrón de referencia una escala angiográfica de 3 grados sobre una de 4 por dos razones. En primer lugar, tal y como vimos en la Introducción, no hay consideraciones diferentes en cuanto a las decisiones quirúrgicas en ambos casos. Por otra parte, el estudio de Croft et al (58), realizado en insuficiencias mitral y aórtica no mostró diferencias significativas entre los volúmenes regurgitantes de los grados III y IV angiográficos. A la vista de estos datos pensamos que, posiblemente, una escala angiográfica de 4 grados hubiera supuesto supervalorar la capacidad de esta técnica.

5) Además del estudio directo del flujo regurgitante en la aurícula derecha se han descrito otros dos métodos de valoración de la IT que no queremos dejar de mencionar. El primero es el estudio de los **diámetros y acortamiento fraccional del anillo**. Se ha descrito que el anillo Tricúspide tiene aumentados los diámetros (20,63,106) y disminuido el acortamiento fraccional (20,63) en casos de IT importantes, en trabajos que usaban como patrón de referencia el Índice Regurgitante por Doppler color (106), la exploración intraoperatoria (63) ó la presencia de datos de IT a la exploración (20). Aun cuando no estamos de acuerdo en los métodos usados como patrón de referencia, sí creemos que se puede concluir que el anillo Tricúspide está dilatado y se acorta menos en presencia de IT funcional importante. Sin embargo, pensamos que la importancia de estos datos reside en que confirman la fisiopatología de la IT funcional. Por el contrario, de cara a la práctica clínica consideramos este método de limitada utilidad, ya que consume tiempo y precisa de un explorador muy experimentado, a diferencia del eco Doppler color, mucho más rápido, sencillo y de probada eficacia en la valoración de insuficiencias valvulares como ya se ha visto. Por este motivo no fue incluido en este

protocolo. El segundo método es el análisis del **flujo en las venas hepáticas**, ya estudiado por otros autores (107-109). En los casos normales, el flujo a este nivel muestra dos ondas anterógradas, una sistólica y otra diastólica, siendo más acusada la primera (108,109). En presencia de IT se invierte esta relación, fundamentalmente por disminución de la velocidad sistólica. Cuando la IT progresa, el componente sistólico se hace retrógrado y el diastólico anterógrado aumenta. Un flujo retrógrado mayor de 16 cm/seg tenía una sensibilidad del 76% y una especificidad del 90% para IT angiográficamente severa; para una velocidad mayor de 26 cm/seg en el flujo diastólico anterógrado, estos valores eran del 84% y 91%, respectivamente (109). Estos resultados son claramente inferiores a los obtenidos por ecocardiografía Doppler color en otras insuficiencias valvulares y, dado que se presumía una efectividad similar para la IT, se concluyó que la aportación de este método iba a ser escasa, por lo que no se investigó. De todos modos, debe quedar claro que tanto el estudio del anillo Tricúspide como el de los flujos en venas hepáticas siempre pueden ser de utilidad complementaria en los casos en que persistan dudas con el eco Doppler color ó en laboratorios en que no se disponga de esta técnica.

CONCLUSIONES

1) Nuestros datos no demostraron cambios en el grado basal de IT por Doppler color cuando se colocaba un catéter-balón en el ventrículo derecho a través de la válvula Tricúspide. Por otra parte, la ventriculografía derecha tuvo que ser repetida por extrasistolia ventricular en un bajo porcentaje de casos. Así pues, en nuestra experiencia, la ventriculografía derecha parece ser un método útil para valorar la IT y puede ser utilizada como referencia para el estudio de IT con ecocardiografía Doppler color.

2) Un crecimiento importante de las cavidades cardíacas derechas parece ser un marcador de IT severa, siempre que se excluyan otras causas potenciales de crecimiento.

3) El área del jet regurgitante codificada en Doppler color era el parámetro que presentaba una mayor concordancia con la severidad angiográfica. Combinado con el área de la aurícula derecha, se obtenía una escala que mostraba una excelente correlación con la angiografía.

4) El análisis de las discordancias entre el eco Doppler color y la angiografía confirma -como han sugerido otros autores- que los jets que interaccionan con las paredes de la cámara receptora tienen un comportamiento menos predecible que los libres, pudiendo su tamaño dar una idea errónea de la severidad de la regurgitación.

5) La IT secundaria a valvulopatía izquierda muestra un patrón hemodinámico especial, con presiones de regurgitación más bajas en los casos severos. De este modo, es particularmente interesante complementar el estudio de Doppler color con el análisis del gradiente sistólico entre las cámaras derechas por Doppler continuo.

6) Teniendo en cuenta lo expuesto en los puntos 3 y 5 se propone un esquema final para la valoración de la IT, basado en el área del jet y reforzado con el estudio del área de la aurícula derecha y de la presión de regurgitación por Doppler continuo. Sin embargo, debe recordarse que los jets que interaccionan con la pared de la aurícula derecha deben ser valorados con precaución, dadas las limitaciones que impone este hecho a este tipo de métodos.

7) Este estudio, se alinea en el debate de la valoración cualitativa de las insuficiencias valvulares por eco Doppler color con aquellos trabajos que obtienen mejores resultados utilizando el tamaño absoluto del jet, frente a los que postulan la corrección para el área de la cámara receptora (Índice Regurgitante). Además, la demostración de un mayor tamaño de la aurícula derecha en los casos de IT severa proporciona una explicación lógica a las malas correlaciones con la angiografía encontradas por varios autores en otras valvulopatías usando el Índice Regurgitante.

RESUMEN

La valoración de la insuficiencia Tricúspide (IT) por ecocardiografía Doppler color ha sido dificultada por la falta de un patrón de referencia unánimemente aceptado. Así, se ha dicho que la angiografía -patrón de referencia para otras valvulopatías- no es adecuada porque debe colocarse el catéter a través de la válvula Tricúspide, pudiendo interferir con el cierre y causando falsa regurgitación.

Hemos estudiado en el Laboratorio de Hemodinámica 35 pacientes consecutivos *con sospecha de valvulopatía izquierda e insuficiencia cardiaca reciente* con los siguientes objetivos: primero, la validación de la ventriculografía derecha mediante eco Doppler color como patrón de referencia en el estudio de la IT y, después, testar dos hipótesis: 1) el tamaño del jet regurgitante codificado por Doppler color se correlaciona bien con la severidad angiográfica de la IT, bien en valores absolutos, ó corregidos para el tamaño de la aurícula derecha; 2) las cámaras cardiacas derechas son significativamente mayores en los casos de IT severa que en los restantes.

Para la validación de la angiografía se analizaron en los 30 primeros casos los siguientes datos del jet regurgitante codificado por Doppler color con y sin el catéter colocado a través de la válvula Tricúspide: duración, área en valores absolutos y corregida para el área de la aurícula derecha y longitud en valores absolutos y corregida para el diámetro súperoinferior de la aurícula derecha. No se objetivaron cambios en el tamaño del jet regurgitante cuando el catéter se retiraba de la válvula Tricúspide, por lo que se concluyó que la angiografía era válida como referencia.

Para el estudio de los indicadores de severidad de la IT por ecocardiografía Doppler color se analizaron los parámetros descritos ya sin el catéter a través de la válvula Tricúspide así como las dimensiones de las cavidades derechas en los 35

pacientes que componen el estudio. Inmediatamente después, se realizaba una ventriculografía derecha. El área del jet mostró el menor número de superposiciones entre todos los grupos angiográficos de IT ($p < 0.024$). Las cámaras cardíacas derechas fueron mayores en los casos severos angiográficamente ($p = < 0.003$ hasta $p = 0.046$), con el área y eje corto de la aurícula derecha demostrando la menor superposición. Se diseñó una escala de severidad combinando el área del jet y de la aurícula derecha con la que se obtenía una excelente correlación con la angiografía ($r = 0.924$; $p < 0.001$; 14% de discordancias de un escalón). El 20% de las discordancias se concentró en el escaso grupo de pacientes en los que el jet interaccionaba con las paredes de la aurícula derecha (17.2% del total). Además, se observó que los gradientes sistólicos máximos entre las cavidades derechas estimados por cateterismo eran menores en los casos severos que en los restantes con IT angiográfica ($p < 0.002$, con superposición de un solo caso). La valoración de estos gradientes es posible por Doppler continuo. A la vista de estos resultados, se propone una clasificación de eco Doppler para valorar la IT basándose en la extensión del jet regurgitante, el tamaño de las cavidades derechas y el gradiente regurgitante.

En conclusión: 1) la ventriculografía derecha es válida como patrón de referencia en el estudio de la IT; 2) el análisis por ecocardiografía Doppler del área del jet, gradiente regurgitante y tamaño de las cavidades derechas proporciona una valoración cualitativa de la IT con excelente correlación con la angiografía, siendo importante tener en cuenta que las interacciones del jet con las paredes de la aurícula derecha pueden limitar la utilidad de este método.

SUMMARY

Color Doppler echocardiographic assessment of Tricuspid regurgitation (TR) has been limited by the lack of an accepted reference pattern. Right ventriculography has been said to be inadequate because catheter placement across the Tricuspid valve could induce artifactual regurgitation.

Thirty-five consecutive patients *with suspected left-sided valvulopathy and recent heart failure* were studied in the catheterization room with two objectives: First, to validate right ventriculography by color Doppler echocardiography as a reference pattern for TR assessment. Second, to find a method to evaluate the severity of TR by color Doppler echocardiography, two hypotheses were tested prospectively: 1) the size of the color-encoded regurgitant jet, either alone or corrected for right atrium dimensions, correlates well with the angiographic grade of TR; 2) right cardiac chambers are significantly greater in cases with severe, chronic TR.

The first 30 cases were studied to validate the angiography, analyzing the next parameters of the color-encoded regurgitant jet with and without the catheter placed across the Tricuspid valve: duration, area, Regurgitant Index and jet length both absolute and relative to the superoinferior diameter of the right atrium. There were no changes in all of the above parameters when the catheter was withdrawn from the Tricuspid valve and it was concluded that right ventriculography was valid as a reference pattern.

All the 35 patients were studied with color Doppler echocardiography immediately before performing the angiography in order to compare the findings of both techniques. Jet area, Regurgitant Index, and jet length both absolute and relative to the major diameter of the right atrium as well as right cardiac chamber dimensions were analyzed. Jet area showed the least overlapping among all the

angiographic groups of TR ($p < 0.024$). Right cardiac chambers were greater in angiographic severe cases ($p = < 0.003$ to 0.046), with the area and short axis of the right atrium showing the least overlapping. A scale of severity combining jet area and right atrium area, showed excellent correlation with angiography ($r = 0.924$; $p < 0.001$; 14% one-step discordances). Twenty percent of these discrepancies were concentrated in the small group of patients in which the regurgitant jet interacted with right atrium walls. Furthermore, maximal instantaneous systolic gradients between the right cavities estimated by catheterization were lower in severe cases than in all the the remaining cases with angiographic regurgitation ($p < 0.002$, with overlapping in one case). Assessment of these gradients by continuous Doppler can enhance recognition of severe TR. Given these results, a final scale is proposed for TR assessment by color Doppler echocardiography, based on regurgitant jet area, and using the regurgitant gradient and the right atrium area to enhance recognition of severe cases.

In conclusion: 1) right ventriculography is adequate as a reference pattern for TR validation. 2) the analysis of jet area, right atrium area and regurgitant gradient by color Doppler echocardiography can provide excellent assessment of TR. However, it must be taken into account that jets interacting with right atrium walls are more difficult to evaluate than free ones.

BIBLIOGRAFIA

1. Miyatake K, Izumi S, Okamoto M et al. Semiquantitative grading of severity of mitral regurgitation by real-time two-dimensional Doppler flow imaging technique. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:82-8.
2. Helmcke F, Nanda NC, Hsiung MC et al. Color Doppler assessment of mitral regurgitation with orthogonal planes. *Circulation* 1987;75:175-83.
3. Spain MG, Smith MD, Grayburn PA, Harlamert EA, DeMaria A. Quantitative assessment of mitral regurgitation by Doppler color flow imaging: Angiographic and hemodynamic correlations. *J Am Coll Cardiol* 1989;13:585-90.
4. Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler color flow imaging. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:952-9.
5. Olson LJ, Tajik AJ. Echocardiographic evaluation of valvular heart disease. En: Marcus ML, Schelbert HR, Skorton DJ, Wolf JL, eds. *Cardiac Imaging*. Philadelphia: Saunders, 1991:419-48.
6. Sobol BJ, Bottex G, Emergil C, Gissen H. Valvular insufficiency occurring during cardiac catheterization. *Am J Cardiol* 1964;14:533-6.
7. Cairns BK, Kloster FE, Bristow JD, Lees MH, Griswold HE. Problems in the hemodynamic diagnosis of tricuspid insufficiency. *Am Heart J* 1968;75:173-9.
8. Pepine CJ, Nichols WW, Selby JH. Diagnostic tests for tricuspid insufficiency: How good?. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1979;5:1-6.
9. Steward D, Leman RB, Kaiser J, Mann DL. Catheter-Induced Tricuspid Regurgitation. Incidence and clinical significance. *Chest* 1991;99:651-5.
10. Cha SD, Maranhao V, Lingamneni R, Goldberg H. A new technique: right ventriculography using a preshaped catheter. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1978;4:311-6.
11. Ubago JL, Figueroa A, Colman T, Ochoteco A, Rodríguez M, Durán C. Right

- Ventriculography as a valid method for the diagnosis of tricuspid insufficiency. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1981;7:433-41.
12. Shandling A, Lehmann K, Atwood J, Andersh S, Gardin J. Prevalence of catheter-induced valvular regurgitation as determined by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1989;63:1369-74.
13. Braunwald E. Valvular Heart Disease. En: Braunwald E, ed. Heart Disease. A textbook of cardiovascular medicine. Philadelphia: Saunders, 1992:1007-77.
14. Wheeler EO, Wilkins GT, Reynolds TR, Lappas DG, Daglett WM. Rheumatic mitral valve disease and tricuspid valve disease. En: Eagle KA, Haber E, DeSanctis R, Austen WG, eds. The practice of Cardiology. Boston: Little Brown and Company, 1989:655-700.
15. Grossman W. Profiles in Valvular Heart Disease. En: Grossman W, ed. Cardiac Catheterization and Angiography. Philadelphia: Lea & Febiger, 1986:359-81.
16. Silver MD, Lam JHC, Ranganathan N, et al. Morphology of the human tricuspid valve. *Circulation* 1971;43:333-48.
17. Anderson RH, Becker AE, eds. Atlas fotográfico de anatomía cardíaca. Barcelona: Ediciones Doyma, 1981:5.8-5.9.
18. Edwards WD. Applied anatomy of the heart. En: Giuliani ER, Fuster V, Gersh BJ, McGoon MD, McGoon Dc, eds. Cardiology: Fundamentals and practice. St Louis: Mosby Year Book, 1991:47-112.
19. Kitzman DW, Scholz DG, Hagen PT, et al: Age-related changes in normal human hearts during the first 10 decades of life. Part II (Maturity): A quantitative anatomic study of 765 specimens from subjects 20 to 99 years old. *Mayo Clin Proc*, 1988;63:137-46.
20. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid

regurgitation. *Circulation* 1982;66:665-71.

21. Eckner FAO, Brown BW, Overll E, et al. Alteration of the gross dimensions of the heart and its structures by formalin fixation: a quantitative study. *Virchows Arch [Pathol Anat]* 1969;346:318-29.

22. Eckner FAO, Brown BW, Davidson DL, et al. Dimensions of normal human hearts: after standard fixation by controlled pressure coronary perfusion. *Arch Pathol* 1969;88:497-507.

23. Wenink ACG. The medial papillary complex. *Br Heart J* 1977;39:1012-8.

24. Netter FH: Anatomy; Embriology. En: Yonkman FF, ed. The Ciba Collection of Medical Illustrations, Vol. 5, Heart. New Jersey: Ciba Pharmaceutical Company, 1969:1-33.

25. Giuliani ER, McGoon DC, Callahan MJ, Brandenburg RO. Tricuspid valve disease. En: Giuliani ER, Fuster V, Gersh BJ, McGoon MD, McGoon Dc, eds. *Cardiology: Fundamentals and practice*. St Louis: Mosby Year Book, 1991: 1580-94.

26. Glancy DL, Marcus FI, Cuadra M, Ewy GA, Roberts WC. Isolated organic tricuspid valvular regurgitation. Causes and consequences. *Am J Med* 1969;46:989-96.

27. Sbar S, Daicoff G, Nightingale D, Ramsey HW, Swanick EJ. Chronic tricuspid insufficiency. *South Med J* 1973;66:917-20.

28. Cohen SR, Sell JE, McIntosh CL, Clark RE. Tricuspid regurgitation in patients with acquired, chronic, pure mitral regurgitation. I. Prevalence, diagnosis, and comparison of preoperative clinical and hemodynamic features in patients with and without tricuspid regurgitation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1987; 94:481-7.

29. Yock PG, Popp RL. Non-invasive estimation of right ventricular systolic pressure by Doppler ultrasound in patients with tricuspid regurgitation. *Circulation* 1984;70:657-62.

30. Kostucki W, Vandebossche JL, Friart A, Englert M. Pulsed Doppler regurgitant

- flow patterns of normal valves. *Am J Cardiol* 1986;58:309-13.
31. Yoshida K, Yoshikawa J, Shakudo M, et al. Color Doppler evaluation of valvular regurgitation in normal subjects. *Circulation* 1988;78:840-7.
32. Levine RA, Gillam LD, Guyer DE, King MEE, Wilkins GT, Weyman AE. Echocardiography. En: Eagle KA, Haber E, DeSanctis RW, Austen WG, eds. *The practice of Cardiology*. Boston: Little Brown and Company, 1989:1465-584.
33. Popp R: Echocardiography. *N Engl J Med* 1990;323:101-7.
34. Berger M, Hecht SR, Van Tosh A, et al: pulsed and continuous wave Doppler echocardiographic assessment of valvular regurgitation in normal subjects. *J Am Coll Cardiol* 1989;13:1540-5.
35. Mikami T, Kudo T, Sakurai N, Sakamoto S, Tanabe Y, Yasuda H. Mechanisms for development of functional tricuspid regurgitation determined by pulsed Doppler and two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1984;53:160-3.
36. Come PC, Riley MF. Tricuspid anular dilatation and failure of tricuspid leaflet coaptation in patients with tricuspid regurgitation. *Am J Cardiol* 1985;55:599-601.
37. Salazar E, Levine HD. Rheumatic tricuspid regurgitation. *Am J Med* 1962;33:111.
38. Wooley CF. Rediscovery of the tricuspid valve. *Curr Probl Cardiol*, 1981;6:1-41.
39. Giuliani ER, Brandenburg RO, Fuster V. Evaluation of cardiac murmurs. *Cardiovasc Clin* 1980;10:1-18.
40. Hallock P, Clarke WO. Significance of generalized systolic pulsation of veins, with report of a case in which there was marked pulsation of varicose veins. *Am Heart J*, 1941;22:410-6.
41. Rivero-Carvallo JM. Signo para el diagnóstico de las insuficiencias tricuspídeas. *Arch Inst Cardiol Mex* 1946;16:531-40.
42. Skjaerpe T, Hatle L. Diagnosis of tricuspid regurgitation. Sensitivity of Doppler

- ultrasound compared with contrast echocardiography. *Eur Heart J* 1985;6:429-36.
43. Waggoner AD, Quiñones MA, Young JB, et al. Pulsed Doppler echocardiography detection of right-sided valve regurgitation: experimental results and clinical significance. *Am J Cardiol* 1981;47:279-86.
44. Minale C, Lambertz H, Nikol S, Gerich N, Messmer BJ. Selective annuloplasty of the tricuspid valve. Two-year experience. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 1990;99:846-51.
45. Kirklin JW, Barrat-Boyes BG. Tricuspid valve disease. En: *Cardiac Surgery*. New York: John Wiley and sons. 1986:447-62.
46. Carpentier A, Deloche A, Dauptain J, et al. A new reconstructive operation for correction of mitral and tricuspid insufficiency. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1971;61:1-13.
47. Duran CMU, Pomar JL, Colman T, Figueroa A, Revuelta JM, Ubago JL. Is tricuspid valve repair necessary? *J Thorac Cardiovasc Surg* 1980;80:849-60.
48. Chidambaram M, Abdulali SA, Baliga BG, Ionescu MI. Long-term results of DeVega tricuspid annuloplasty. *Ann Thorac Surg* 1987;43:185-8.
49. Kratz JM, Crawford FA, Stroud MR, Appleby DC, Hanger KH. Trends and results in tricuspid valve surgery. *Chest* 1985;88: 837-40.
50. Cannon SR, Richards KL. Principles and physics of Doppler. En: Marcus ML, Schelbert HR, Skorton DJ, Wolf JL, eds. *Cardiac Imaging*. Philadelphia: Saunders, 1991:365-73.
51. Durell M. Cardiac ultrasound: Physical principles and instrumentation. En: Schapira JN, Harold JG, eds. *Two-dimensional echocardiography and cardiac Doppler*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990:34-56.
52. Sahn DJ. Instrumentation and physical factors related to visualization of stenotic and regurgitant jets by Doppler color flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:1354-

- 65.
53. Alfonso F, Rábago R, García-Fernández MA, Etxebeste J. Bases tecnológicas del Doppler color. En: García-Fernández MA, Etxebeste J, eds. Doppler color en Cardiología. Madrid: McGraw-Hill, Interamericana de España, 1989:5-29.
54. Ciobanu M, Abbasi AS, Allen M, Hermer A, Spellberg R. Pulsed Doppler echocardiography in the diagnosis and estimation of severity of aortic insufficiency. *Am J Cardiol* 1982;49:339-43.
55. Miyatake K, Okamoto M, Kinoshita N et al. Evaluation of tricuspid regurgitation by pulsed Doppler and two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1982;66:777-84.
56. Abbasi AS, Allen MW, DeCristofaro D, Ungar I. Detection and estimation of the degree of mitral regurgitation by range-gated pulsed Doppler echocardiography. *Circulation* 1980;61:143-7.
57. Veyrat C, Ameur A, Bas S, Lessana A, Abitbol G, Kalmanson D. Pulsed Doppler echocardiographic indices for assessing mitral regurgitation. *Br Heart J* 1984;51:130-8.
58. Croft CH, Lipscomb K, Mathis K, et al. Limitations of qualitative angiographic grading in aortic or mitral regurgitation. *Am J Cardiol*. 1984;53:1593-8.
59. Yoshida K, Yoshikawa T, Yamaura Y, Hozumi T, Akaka T, Fukaya T. Assessment of mitral regurgitation by biplane transesophageal color Doppler flow mapping. *Circulation* 1990;82:1121-6.
60. Castello R, Lenzen P, Aguirre F, Labovitz AJ. Quantitation of mitral regurgitation by transesophageal echocardiography with Doppler color flow mapping: correlation with cardiac catheterization. *J Am Coll Cardiol* 1992; 19:1516-21.
61. Suzuki Y, Kambara H, Kadota K et al. Detection and evaluation of tricuspid regurgitation using a real-time, two-dimensional, color-coded, Doppler flow imaging

- system: Comparison with contrast two-dimensional echocardiography and right ventriculography. *Am J Cardiol* 1986;57:811-5.
62. Omoto R. Real-time intracardiac blood flow imaging with color coded two-dimensional Doppler technique: clinical significance of 2-D Doppler. *Kokyu to Junkan* 1984;32:217-25.
63. Chopra HK, Nanda NC, Fan P, et al. Can two-dimensional echocardiography and Doppler color flow mapping identify the need for tricuspid valve repair?. *J Am Coll Cardiol* 1989;14:1266-74.
64. Mügge A, Daniel WG, Herrmann G, Simon R, Lichtlen PR. Quantification of tricuspid regurgitation by Doppler color flow mapping after cardiac transplantation. *Am J Cardiol* 1990;66:884-7.
65. Grayburn PA, Handshoe R, Smith MD, Harrison MR, DeMaria AN. Quantitative assessment of the hemodynamic consequences of aortic regurgitation by means of continuous wave Doppler recordings. *J Am Coll Cardiol* 1987;10:135-41.
66. Labovitz AJ, Ferrara RP, Kern MJ, Bryg RJ, Mrosek DG, Williams GA. Quantitative evaluation of aortic insufficiency by continuous wave Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:1341-7.
67. Teague SM, Heinsimer JA, Anderson JL, et al. Quantification of aortic regurgitation utilizing continuous wave Doppler ultrasound. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:592-9.
68. Quiñones MA, Young JB, Waggoner AD, Ostojic MC, Ribeiro LG, Miller RR. Assessment of pulsed Doppler echocardiography in detection and quantification of aortic and mitral regurgitation. *Br Heart J* 1980; 44: 612-20.
69. Switzer DF, Yoganathan AP, Nanda NC, Woo YR, Ridgway AJ. Calibration of color Doppler flow imaging during extreme hemodynamic conditions in vitro: A foundation for a reliable quantitative grading system for aortic incompetence.

Circulation 1987;75:837-46.

70. Simpson IA, Valdés-Cruz LM, Sahn DJ, Murillo A, Tamura T, Chung KJ. Doppler color flow mapping of simulated in vitro regurgitant jets: Evaluation of the effects of orifice size and hemodynamic variables. J Am Coll Cardiol 1989;13:1195-207.

71. Bolger AF, Eigler NL, Pfaff JM, Resser KJ, Maurer G. Computer analysis of Doppler color flow mapping images for quantitative assessment of in vitro fluid jets. J Am Coll Cardiol 1988;12:450-7.

72. Maciel BC, Moises VA, Shandas R, et al. Effects of pressure and volume of the receiving chamber on the spatial distribution of regurgitant jets as imaged by color Doppler flow mapping. Circulation 1991;83:605-13.

73. Chen C, Thomas JD, Anconina J, et al. Impact of impinging wall jet on color Doppler quantification of mitral regurgitation. Circulation 1991;84:712-20.

74. Chao K, Moises VA, Shandas R, Elkadi T, Sahn DJ, Weintraub R. Influence of the coanda effect on color Doppler jet area and color encoding: in vitro studies using color Doppler flow imaging. Circulation 1992;85:333-41.

75. Cape EG, Yoganathan AP, Weyman AE, Levine RA. Adjacent solid boundaries alter the size of regurgitant jets on Doppler color flow maps. J Am Coll Cardiol 1991;17:1094-102.

76. Krabill KA, Sung HW, Tamura T, Chung KJ, Yoganathan AP, Sahn DJ. Factors influencing the structure and shape of stenotic and regurgitant jets: An in vitro investigation using Doppler color flow mapping and optical flow visualization. J Am Coll Cardiol 1989;13:1672-81.

77. Hoit BD, Jones M, Eidbo EE, Elias W, Sahn DJ. Sources of variability for Doppler color flow mapping of regurgitant jets in an animal model of mitral regurgitation. J Am Coll Cardiol 1989;13:1631-6.

78. Bolger AF, Eigler NL, Maurer G. Quantifying valvular regurgitation: limitations and inherent assumptions of Doppler techniques. *Circulation* 1988;78:1316-8.
79. Baumgartner H, Schima H, Kühn P. Importance of technical variables for quantitative measurements by color Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1991;67:314-5.
80. Thomas JD, Liu CM, Flachskampf FA, O'Shea JP, Davidoff R, Weyman AE. Quantification of jet flow by Momentum Analysis. An in vitro color Doppler flow study. *Circulation* 1990;81:247-59.
81. Cape GC, Skoufis EG, Weyman A, Yoganathan A, Levine R. A new method for noninvasive quantification of valvular regurgitation based on conservation of momentum. In vitro validation. *Circulation* 1989;79:1343-53.
82. Yoganathan AP, Cape EG, Sung HW, Williams FP, Jimoh A. Review of hydrodynamic principles for the cardiologist: applications to the study of blood flow and jets by imaging techniques. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:1344-53.
83. Reimold SC, Thomas JD, Lee RT. Relation between Doppler color flow variables and invasively determined jet variables in patients with aortic regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1143-8.
84. Yellin EL, Yoran C, Sonnenblick EH, Gabbay S, Frater RWM. Dynamic changes in the canine mitral regurgitant orifice area during ventricular ejection. *Cir Res* 1979;45:677-83.
85. Utsonomiya T, Ogawa T, Doshi R, et al. Doppler color flow "Proximal isovelocity surface area" method for estimating volume flow rate: effects of orifice shape and machine factors. *J Am Coll Cardiol* 1991;17:1103-11.
86. Recusani F, Bargiggia GS, Yoganathan AP, et al. A new method for quantification of regurgitant flow rate using color Doppler flow imaging of the flow convergence region proximal to a discrete orifice. *Circulation* 1991;83:594-604.
87. Bargiggia GS, Tronconi L, Sahn DJ, et al. A new method for quantitation of

Bibliografía

- mitral regurgitation based on color flow Doppler imaging of flow convergence proximal to regurgitant orifice. *Circulation* 1991;84:1481-9.
88. Levine RA. Doppler color mapping of the proximal flow convergence region: a new quantitative physiological tool. *J Am Coll Cardiol* 1991;18:833-6.
89. Yoshida K, Yoshikawa J, Akasaka T, Nishigami K, Minagoe S. Value of acceleration flow signals proximal to the leaking orifice in assessing the severity of prosthetic mitral valve regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1992;19:333-8.
90. Chen C, Koschyk D, Brockhoff C, et al. Noninvasive estimation of regurgitant flow rate and volume in patients with mitral regurgitation by Doppler color mapping of accelerating flow field. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:374-83.
91. Giesler M, Grossmann G, Schmidt A, et al. Color Doppler echocardiographic determination of mitral regurgitant flow from the proximal velocity profile of the flow convergence region. *Am J Cardiol* 1993;71:217-24.
92. Zhang J, Jones M, Shandas R, et al. Accuracy of flow convergence estimates of mitral regurgitant flow rates obtained by use of multiple color flow Doppler M-mode aliasing boundaries: an experimental animal study. *Am Heart J*;125:449-58.
93. Rodríguez L, Anconina J, Harrigan P, et al. Aliasing velocity and orifice area independently affect the accuracy of proximal isovelocity surface area estimation of flow rate: an in vitro study (Abstract). *J Am Coll Cardiol* 1990;15(suppl A):109A.
94. Guyer DE, Gillam LD, Foale RA, et al. Comparison of the echocardiographic and hemodynamic diagnosis of rheumatic tricuspid stenosis. *J Am Coll Cardiol* 1984;3:1135-44.
95. Bommer W, Weinert L, Neumann A, Neff J, Mason DT, DeMaria A. Determination of right atrial and right ventricular size by two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1979;60:91-100.
96. Nagle RE, Walker D, Grainger RG. The angiographic assessment of mitral

Bibliografía

incompetence. Clin Radiol 1968;19:154-64.

97. Godfrey K. Comparing the means of several groups. En: Bailar JC, Mosteller F, eds. Medical Uses of Statistics. Massachusetts: Massachusetts Medical Society, 1992:235-43.

98. Carrasco JL. El método estadístico en la investigación médica. Madrid: Editorial Ciencia 3, 1986:78.

99. Tuñón J, Córdoba M, Rey M, et al. Color Doppler validation of right ventriculography for the assessment of tricuspid regurgitation. Eur Heart J 1992;13 (Supl):429.

100. Tuñón J, Córdoba M, Almeida P, et al. Insuficiencia tricúspide y ventriculografía derecha: validación por Doppler color. Rev Esp Cardiol 1991;44 (supl 1):71.

101. Tuñón J, Córdoba M, Rábago R, et al. Tricuspid regurgitation and right ventriculography: validation by color flow mapping. 5th annual meeting of the mediterranean association of Cardiology and Cardiac Surgery. Sept 1991, Alejandría.

102. Waggoner AD, Barzilai B, Pérez JE. Saline contrast enhancement of tricuspid regurgitant jets detected by Doppler color flow imaging. Am J Cardiol 1990;65:1368-71.

103. Tuñón J, Córdoba M, Rey M, et al. Tricuspid regurgitation: a simultaneous study with color flow imaging and angiography. Meeting of the working group on valvular heart disease, May 1992, Basel:45.

104. Tuñón J, Córdoba M, Rey M, et al. Insuficiencia tricúspide crónica: estudio comparativo entre angiografía y ecocardiografía Doppler color. Rev Esp Cardiol 1992;45 (Supl 1):76.

105. Cape EG, Yoganathan AP, Levine RA. Increased heart rate can cause underestimation of regurgitant jet size by Doppler color flow mapping. J Am Coll

Valoración por eco Doppler color de la IT crónica

Cardiol 1993;21:1029-37.

106. Fisher EA, Goldman ME. Simple, rapid method for quantification of tricuspid regurgitation by two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1989;63:1375-8.

107. Diebold B, Touati R, Blanchard D, et al. Quantitative assessment of tricuspid regurgitation using pulsed Doppler echocardiography. *Br Heart J* 1983;50:443-9.

108. García-Dorado D, Falzgraf S, Almazán A, Delcán JL, López-Bescós L, Menurguez L. Diagnosis of functional tricuspid insufficiency by pulsed-wave Doppler ultrasound. *Circulation* 1982;66:1315-21.

109. Pennestrí F, Loperfido F, Salvatori MP, et al. Assessment of tricuspid regurgitation by pulsed Doppler ultrasonography of the hepatic veins. *Am J Cardiol* 1984;54:363-8.